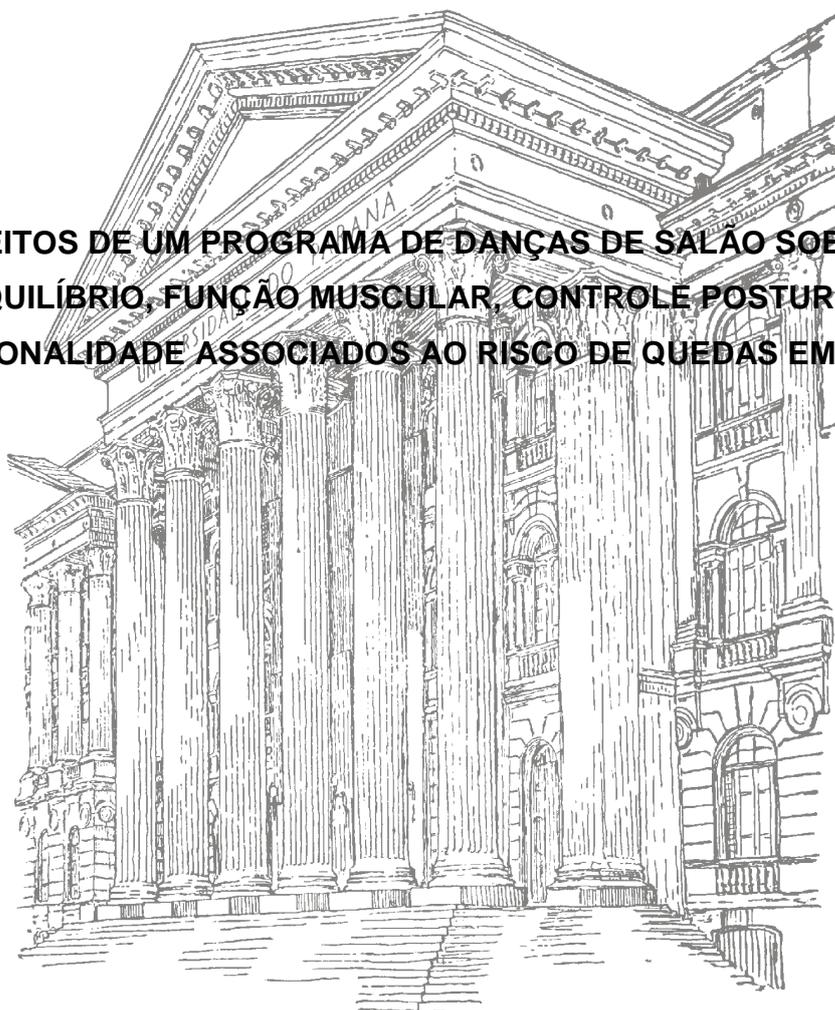


UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM EDUCAÇÃO FÍSICA

CHRISTINA PARAMUSTCHAK CRUZ CEPEDA

**EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE O
EQUILÍBRIO, FUNÇÃO MUSCULAR, CONTROLE POSTURAL E
FUNCIONALIDADE ASSOCIADOS AO RISCO DE QUEDAS EM IDOSAS**



CURITIBA
2013

CHRISTINA PARAMUSTCHAK CRUZ CEPEDA

**EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE O EQUILÍBRIO,
FUNÇÃO MUSCULAR, CONTROLE POSTURAL E FUNCIONALIDADE
ASSOCIADOS AO RISCO DE QUEDAS EM IDOSAS**

Tese apresentada como requisito parcial para a obtenção do Título de Doutora em Educação Física do Programa de Pós-Graduação em Educação Física, do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná.

Orientador: Prof. DR. ANDRÉ LUIZ FELIX RODACKI



TERMO DE APROVAÇÃO

CHRISTINA PARAMUSTCHAK CRUZ CEPEDA

“Efeitos de um programa de dança de salão sobre o equilíbrio, função muscular, controle postural e funcionalidade associados ao risco de quedas em idosas”

Tese aprovada como requisito parcial para obtenção do grau de Doutora em Educação Física – Área de Concentração Exercício e Esporte, Linha de Pesquisa Atividade Física e Saúde, do Programa de Pós-Graduação em Educação Física do Setor de Ciências Biológicas da Universidade Federal do Paraná, pela seguinte Banca Examinadora:

Professor Dr. André Luiz Felix Rodacki
Presidente/Orientador - BL/UFPR

Prof. Dr. Paulo Cesar Barauce Bento
Membro Interno

Prof.^a Dr.^a Neiva Leite
Membro Interno

Prof.^a Dr.^a Elisângela Ferretti Manffra
Membro Externo

Prof. Dr. Viçtor Hugo Alves Okazaki
Membro Externo

Curitiba, 14 de Junho de 2013.

Dedico ao meu esposo Roberto e aos meus filhos
Lucas, Felipe e Guilherme, pela compreensão,
incentivo, carinho, amizade e amor que cultivamos
diariamente ao longo das nossas vidas.

AGRADECIMENTOS

A minha família, em especial meu pai Wander de Oliveira Cruz (in memorian) e minha mãe, Matilde P. Cruz, pelos princípios e valores que a mim foram ensinados.

Ao meu orientador Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki, que ao longo de todo o programa de doutorado, demonstrou conhecimento, solidariedade, compreensão, determinação e amizade.

As minhas colegas Angélica Lodovico, Leslie Nathan Persch, minha irmã Chris e meu cunhado André, que em alguns momentos colaboraram tecnicamente para a construção deste trabalho.

A minha amiga Viviane Lucci Busnardo, que de forma solidária me substituiu em atividades profissionais e, como amiga, me incentivou ao longo dos quatro anos.

A todos os alunos que passaram pelo curso de fisioterapia da Universidade Positivo, que com questionamentos, me incentivaram a pesquisar e a aprofundar o conhecimento profissional. Em especial a aluna Camila Sprung, Marcelo A. Silva e Mayra Azevedo, que também, me auxiliaram na coleta dos dados.

Finalmente, agradeço a todas as participantes do estudo, ao professor de dança de salão, Bruno e, a minha colega Patrícia Malinverni que fizeram parte deste projeto, pois, sem a ajuda destas pessoas, não seria possível a realização deste trabalho.

RESUMO

O envelhecimento está associado ao declínio gradativo das funções dos sistemas muscular, sensorial e nervoso. Alterações no sistema neuromuscular geralmente são expressos pela redução da massa e força muscular, que associados a alterações dos sistemas de controle postural, podem interferir na estabilidade postural e na capacidade em realizar atividades funcionais que são essenciais para a independência, qualidade de vida e bem estar do idoso. A prática de exercício regular têm sido uma das estratégias para minimizar os declínios físicos que acompanham o envelhecimento. O objetivo deste estudo foi analisar a influência de um programa de danças de salão de intensidade baixa/moderada sobre a arquitetura muscular, função muscular, controle postural (estático e dinâmico) e funcionalidade em idosas com diferentes níveis iniciais de força (maior e menor desempenho muscular). Participaram do estudo 47 mulheres com idade entre 60 e 75 anos. Destas, quinze desistiram da participação do programa de danças de salão e foram alocadas para o grupo controle (GC). Para a composição dos grupos experimentais (n=32), as participantes foram classificadas pelo pico de força dos músculos extensores dos membros inferiores (extensores do quadril, joelho e plantiflexores) através do algoritmo de Cluster k-Means, e formados o grupo de maior desempenho muscular (GMAD, n=15) e grupo de menor desempenho muscular (GMED, n=17). As participantes tiveram a arquitetura muscular dos membros inferiores (comprimento do fascículo, ângulo de penetração e espessura - ultrassonografia), função muscular dos membros inferiores (pico de torque, taxa de desenvolvimento de torque em CVIM, ativação voluntária máxima – CAR), equilíbrio (estático e dinâmico – teste do passo) e funcionalidade (desempenho em testes funcionais e um associado a uma dupla tarefa) analisadas antes (pré) e após o programa de intervenção (pós). O período de intervenção compreendeu 8 semanas, 3 sessões semanais com duração de 60 minutos cada aula. O programa foi composto pelos passos básicos do Bolero (100 BPM), Forró (120 BPM), Valsa (60 BPM) e música Sertaneja (128 BPM). As aulas foram padronizadas, sendo que cada um dos ritmos foi ministrado durante duas semanas. Após o período de intervenção, os resultados mostraram importantes alterações na arquitetura muscular, aumentos na força e na taxa de desenvolvimento de torque, redução da falha de ativação voluntária máxima (CAR), melhorias no equilíbrio estático, no tempo do teste do passo, no desempenho de todos os testes funcionais e no de dupla tarefa nos dois grupos experimentais (GMAD e GMED). As melhorias observadas foram similares entre os grupos experimentais. Com base nos achados do presente estudo, um programa de danças de salão com intensidade baixa/ moderada pode promover importantes melhorias na função muscular, equilíbrio e funcionalidade em idosos.

Palavras chaves: envelhecimento, dança, arquitetura muscular, força muscular, equilíbrio, funcionalidade.

ABSTRACT

Aging is associated with the gradual decline of the muscular, nervous and sensory functions. Changes in the neuromuscular system are usually expressed by a reduction in muscle mass and strength, which associated with changes in postural control systems can interfere in the postural stability and the ability to perform functional activities that are essential to the independence, quality of life and well-being in the elderly. The practice of regular exercise has been one of the strategies to minimize the physical declines with aging. The aim of this study was to analyze the influence of a ballroom dancing low / moderate intensity program on muscle architecture, muscle function, postural control (static and dynamic) and function in elderly women with different initial levels of strength (strongest and weakest performers muscle). The study included 47 women aged between 60 and 75 years. Of these, fifteen gave up program participation ballroom dancing and were assigned to the control group (CG). For the composition of the experimental groups (n = 32), participants were classified by the peak strength of the extensor muscles of the lower limbs (hip extensors, knee and plantiflexors) through the algorithm of k-Means Clustering, and formed the group with bigger muscle performance (GMAD, n = 15) and group with lower muscle performance (GMED, n = 17). The participants had lower limb muscle architecture (fascicle length, pennation angle and thickness - ultrasonography), lower limb muscle function (torque peak, rate of torque development in MIVC, maximal voluntary activation - CAR), balance (static and dynamic - step test) and functionality (functional performance test and one associated with a double task) analyzed before (pre) and after the intervention program (post). The intervention period was composing of 8 weeks, 3 weekly sessions lasting 60 minutes each class. The program was composed of the basic steps of the Bolero (100 BPM), Forro (120 BPM), Waltz (60 BPM) and Country Music (128 BPM). Classes were standardized, and each of rhythms was given during two weeks. After the intervention period, the results showed significant changes in muscle architecture, increases the strength and rate of torque development, reduction of maximal voluntary activation failure (CAR), improvements in static equilibrium, the time step test in performance of all functional tests and double task in both experimental groups (GMAD and GMED). Improvement was similar between the groups. Based on the findings of this study, a program of ballroom dancing with low / moderate intensity can promote significant improvements in muscle function, balance and functionality in the elderly.

Keywords: aging, dance, muscle architecture, muscle strength, balance, functionality.

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 - Saúde e funcionalidade	33
FIGURA 2.2 – Classificação das atividades de vida diária (AVDs),	34
FIGURA 3.1– Diagrama de fluxo do recrutamento das participantes, acompanhamento e composição dos grupos.....	43
FIGURA 3.2 – Representação esquemática da realização dos testes de força dos músculos extensores do quadril, do joelho e do tornozelo.....	46
FIGURA 3.3 – Ultrassom General Electric®, modelo Logiq Book XP.....	47
FIGURA 3.4 – Representação da angulação da articulação do joelho e do tornozelo.....	48
FUGURA 3.5 – Representação do posicionamento da fita adesiva.....	49
FIGURA 3.6 – Representação do agrupamento das imagens do músculo vasto lateral para a determinação do comprimento do fascículo, ângulo de penação e espessura.....	49
FIGURA 3.7 - Comprimento do fascículo (média± desvio padrão) do grupo de maior desempenho (GMAD), de menor desempenho (GMED) e controle (GC) antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de intervenção.	54
FIGURA 3.8 - Ângulo de penação (média ± desvio padrão) dos grupos experimentais maior desempenho (GMAD) e menor desempenho (GMED) e grupo controle (GC) pré e pós-intervenção.....	55
FIGURA 3.9 - Espessura muscular (média ± desvio padrão) para os grupos experimental maior desempenho (GMAD), experimental menor desempenho (GMED) e controle (GC) pré e pós-intervenção.	56
FIGURA 4.1 - Representação esquemática da realização dos testes de força.....	69
FIGURA 4.2 – Representação do coeficiente de inclinação da relação de desenvolvimento de torque em função do tempo.....	70
FIGURA 4.3 - Pico de força inicial e pós eletroestimulação.	71
FIGURA 4.4 - Representação do ponto motor e disposição dos eletrodos.	72
FIGURA 4.5 - Torque máximo (média ± desvio padrão) dos músculos abdutores, adutores, flexores e extensores do quadril para os grupos experimental maior	

desempenho (GMAD), experimental menor desempenho (GMED) e controle (GC) pré e pós-intervenção.....	74
FIGURA 4.6 - Torque máximo (média \pm desvio padrão) dos músculos flexores e extensores do joelho e tornozelo para os grupos experimental maior desempenho (GMAD), experimental menor desempenho (GMED) e controle (GC) pré e pós-intervenção.....	75
FIGURA 4.7 - Taxa de desenvolvimento de força (média \pm desvio padrão) dos músculos abdutores, adutores, flexores e extensores do quadril para o grupo experimental de maior desempenho (GMAD), experimental menor desempenho (GMED) e controle (GC) pré e pós-intervenção.	76
FIGURA 4.8 - Taxa de desenvolvimento de torque (média \pm desvio padrão) dos músculos flexores e extensores do joelho e tornozelo para os grupos experimental maior desempenho (GMAD), experimental menor desempenho (GMED) e controle (GC) pré e pós-intervenção. * Diferenças significativas entre pré e pós-teste ($p < 0,05$). As linhas horizontais indicam onde as interações ocorreram.	77
FIGURA 4.8 - Taxa da ativação central (CAR) do músculo tibial anterior para os grupos experimental GMAD (maior força), experimental GMED (menor força) e controle (GC) pré e pós-intervenção.	78
FIGURA 5.1 - Representação esquemática do posicionamento da referência visual e da plataforma.	89
FIGURA 5.2 – Representação do estabilograma do deslocamento do CP anteroposterior e mediolateral.....	90
FIGURA 5.3 - Representação do teste do passo	93
FIGURA 5.4 - Teste do passo para frente e as variáveis apresentadas para análise, início do passo (painel A), fase de preparação (painel B), fase de balanço (painel C) e tempo total do passo (painel D) dos participantes do grupo de maior desempenho (GMAD), menor desempenho (GMED) e grupo controle (GC)..	98
FIGURA 6.1 - Valores médios e desvio padrão dos testes funcionais, Escala de Equilíbrio de Berg, TUG, TUG DT (dupla tarefa), Tinetti e caminhada de 6 minutos para os grupos de maior desempenho (GMAD), menor desempenho (GMED) e grupo controle (GC).....	111

LISTA DE TABELAS

TABELA 3.1 Características médias (\pm desvio padrão) iniciais das participantes dos grupos GMAD (maior desempenho), GMED (menor desempenho) e do GC (controle).....	47
TABELA 3.2 - Coeficientes de correlação intraclassa (ICC) para os músculos analisados para as variáveis de comprimento, ângulo de penetração e espessura muscular.....	50
TABELA 5.1 - Testes de equilíbrio sem perturbação com os olhos abertos (OA), com os olhos fechados (OF) e o tandem (TD), para os grupos de maior desempenho muscular (GMAD), menor desempenho (GMED) e grupo controle (GC), pré e pós treino (média \pm dp) para a Amplitude de deslocamento, desvio padrão e velocidade média de deslocamento do centro de pressão nas direções anteroposterior e mediolateral, velocidade média total, área e trajetória do CP.....	96

LISTA DE QUADROS

QUADRO 3.1 - Programa de dança.....	51
QUADRO 5.1 Descrição das variáveis empregadas para caracterizar a condição de equilíbrio estático.....	91
QUADRO 5.2 – Definição das variáveis do teste do passo.....	93

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	16
1.1 OBJETIVOS.....	21
1.1.1 <i>Objetivo Geral</i>	21
1.1.2 <i>Objetivos Específicos</i>	22
2 REVISÃO DE LITERATURA	23
2.1 ENVELHECIMENTO.....	23
2.1.2 <i>Envelhecimento e Quedas</i>	23
2.2 FUNÇÃO MUSCULAR	25
2.2.1 <i>Sarcopenia e seus efeitos</i>	25
2.2.2 <i>Arquitetura Muscular</i>	26
2.2.3 <i>Força e Ativação Central</i>	28
2.3 CONTROLE POSTURAL.....	30
2.3.1 <i>Equilíbrio</i>	30
2.4 ENVELHECIMENTO E CAPACIDADE FUNCIONAL	33
2.5 DANÇA	35
3 EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE A ARQUITETURA MUSCULAR EM IDOSAS	39
3.1 INTRODUÇÃO.....	39
3.2 OBJETIVO	42
3.2.1 <i>Objetivos específicos</i>	42
3.3 HIPÓTESES	42
3.4 MÉTODO	43
3.4.1 <i>Procedimentos Experimentais</i>	43
3.4.3 <i>Avaliação dos Parâmetros Morfológicos – Arquitetura Muscular</i>	48
3.4.5 <i>Análise Estatística</i>	53
3.5 RESULTADOS	53
3.5.1 <i>Características iniciais dos participantes</i>	53
3.5.2 <i>Comprimento do fascículo</i>	54
3.5.3 <i>Ângulo de penação</i>	55

3.5.4	<i>Espessura Muscular</i>	56
3.6	DISCUSSÃO.....	57
3.7	CONCLUSÃO.....	61
4	EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE A FUNÇÃO MUSCULAR EM IDOSAS	63
4.1	INTRODUÇÃO.....	63
4.2	OBJETIVO.....	66
4.2.1	<i>Objetivos específicos</i>	66
4.3	HIPÓTESES.....	67
4.4	MÉTODO.....	67
4.4.1	<i>Procedimentos Experimentais</i>	67
4.4.2	<i>Avaliação do pico e taxa de desenvolvimento de torque em CIVM</i>	68
4.4.3	<i>Determinação do nível de ativação muscular voluntária (CAR)</i>	71
4.4.4	<i>Análise estatística</i>	74
4.5	RESULTADOS.....	74
4.5.1	<i>Contração isométrica voluntária máxima (CIVM)</i>	74
4.5.2	<i>Taxa de desenvolvimento de torque</i>	76
4.5.3	<i>Ativação voluntária máxima (relação de ativação central – CAR)</i>	78
4.6	DISCUSSÃO.....	79
4.7	CONCLUSÃO.....	84
5	EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE O CONTROLE POSTURAL EM IDOSAS	85
5.1	INTRODUÇÃO.....	85
5.2	OBJETIVO.....	88
5.2.1	<i>Objetivos específicos</i>	88
5.3	HIPÓTESES.....	89
5.4	MÉTODO.....	89
5.4.1	<i>Procedimentos experimentais</i>	89
5.4.2	<i>Equilíbrio estático</i>	90
5.4.3	<i>Equilíbrio dinâmico - Teste do Passo</i>	92
5.4.4	<i>Análise estatística</i>	95
5.5	RESULTADOS.....	95
5.5.1	<i>Teste de Equilíbrio estático</i>	95

5.5.2	<i>Equilíbrio dinâmico - Teste do Passo</i>	98
5.6	DISCUSSÃO.....	99
5.7	CONCLUSÃO	105
6	EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE A CAPACIDADE FUNCIONAL EM IDOSAS	106
6.1	INTRODUÇÃO.....	106
6.2	OBJETIVO	108
6.2.1	<i>Objetivos específicos</i>	108
6.3	HIPÓTESES	109
6.4	MÉTODO	110
6.4.1	<i>Procedimentos experimentais</i>	110
6.4.2	<i>Escala de Equilíbrio de Berg (EEB)</i>	110
6.4.3	<i>Instrumento de avaliação de Tinetti</i>	110
6.4.4	<i>Timed Up and Go (TUG)</i>	111
6.4.5	<i>Teste da Caminhada de 6 minutos (TC6)</i>	112
6.4.6	<i>Análise Estatística</i>	113
6.5	RESULTADOS.....	113
6.6	DISCUSSÃO.....	115
6.7	CONCLUSÃO	118
7	CONSIDERAÇÕES FINAIS	120
	REFERÊNCIAS	122
	APÊNDICES	146
	ANEXOS	164

LISTA DE ABREVIações

CIVM - Contração isométrica voluntária máxima
TDT - Taxa de desenvolvimento de torque
CAR - Central Activation Ratio
AVD's - Atividades de vida diária
IRM - Imagem por Ressonância Magnética
US - Ultrassom
MVC - Contração voluntária máxima
GMAD - Grupo experimental maior desempenho
GMED - Grupo experimental menor desempenho
GC - Grupo controle
FCmax - Frequência cardíaca máxima
PSE - Percepção subjetiva de esforço
MEEM - Mini-Exame do Estado Mental
EEB - Escala de Equilíbrio de Berg
TUGT - Timed Up And Go Test
TUG DT – Timed Up and Go Teste com dupla tarefa
TC6 - Teste de caminhada de 6 minutos
TA - Tibial anterior
GT – Gastrocnêmio
VL – Vasto Lateral
BF – Bíceps femoral
BPM – batimentos por minuto

1 INTRODUÇÃO

A transição demográfica, caracterizada pelo envelhecimento da população é um fenômeno global resultante de fatores que incluem menores taxas de fertilidade e aumento da expectativa de vida. Estima-se que a proporção de crescimento de idosos na população será de 300% em 2025, e espera-se que este processo de envelhecimento gere grande impacto sobre a economia e os sistemas de saúde dos países, principalmente nos em desenvolvimento (SIQUEIRA et. al., 2002; MENDES, 2011).

Segundo o Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (2012), em 2010, a população brasileira era de 190.755.799 habitantes, dos quais 20.590.599 eram considerados idosos (idade \geq 60 anos), correspondendo a 10,8% da população brasileira. O crescimento pode ser observado pela participação relativa da população com 65 anos ou mais, que era de 4,8% em 1991, passando a 5,9% em 2000 e chegando a 7,4% em 2010. No ano de 2020, espera-se alcançar um total de 32 milhões de pessoas com mais de 60 anos.

Assim, o Brasil caminha rapidamente para um perfil demográfico mais envelhecido, caracterizado por uma transição epidemiológica, onde as doenças crônico-degenerativas ocupam lugar de destaque. O incremento das doenças crônicas implica na necessidade de adequações das políticas sociais, particularmente aquelas voltadas para atender as crescentes demandas nas áreas da saúde, previdência e assistência social (MORAES, 2012; MENDES, 2011).

O processo de envelhecimento é caracterizado por uma série de alterações fisiológicas sobre os sistemas musculoesquelético (HUBERT et al., 2002; OKUMA, 2004; GINÉ-GARRIGA et al., 2010), sistema sensorial (O'CONNOR et al., 2008, HATZIAKI et al., 2005), sistema nervoso central e periférico (GUANACHER et al., 2012; HORAK, 2006). As alterações mais frequentes são a redução da massa muscular (sarcopenia) (PAHOR et al., 2009; CRUZ-JENTOFT, et al., 2010) e da força muscular (dinapenia) (MITCHELL et al., 2012; KATSIARAS et al., 2005; AAGAARD et al., 2007). A sarcopenia e a dinapenia associadas às alterações do sistema nervoso central e periférico (SHUMWAY-COOK, 2002; DU PASQUIER et al., 2003)

podem interferir na coordenação e no controle postural (HORAK, 2006; BARRY; CARSON, 2004) e reduzir a capacidade de adaptação ao meio ambiente (FRIED et al., 2000; SHAFFER et al., 2007; RIBEIRO et al., 2010), limitar as atividades do cotidiano e afetar a saúde do idoso (GRANACHER et al., 2011; BERRY; MILLER, 2008; GAUCHARD et al., 2003).

Com o envelhecimento, a massa muscular diminui aproximadamente 40% entre 40-80 anos (FAULKNER et al., 2007, GOODPASTER et al., 2006). A sarcopenia se deve à redução do tamanho e quantidade de fibras musculares (DOHERTY, 2003; MACALUSO; DE VITO, 2003) associadas às alterações da composição das fibras, ativação neural e coativação dos músculos antagonistas (STEIB et al., 2010; NARICI; MAFFULLI, 2010; BARRY; CARSON, 2004). No entanto, a sarcopenia não envolve somente reduções da área de secção transversal, mas também remodelação da arquitetura muscular (NARICI; MAFFULLI, 2010). Em geral, essas alterações morfológicas dos músculos influenciam o comprimento do fascículo e o ângulo de penação das fibras musculares (AAGAARD et al., 2001; KUBO et al., 2003; ALEGRE et al., 2006). O comprimento do fascículo está relacionado com a velocidade de contração muscular, enquanto o ângulo de penação influencia a capacidade de produzir elevados níveis de força (NOORKOIV et al., 2010; NARICI; MAFFULLI, 2010).

A diminuição da massa muscular e as mudanças na arquitetura muscular causam pronunciada perda na capacidade de produção de força (MACALUSO et al., 2003; NARICI et al., 2007). No entanto, o declínio da massa e da força não acontecem de forma proporcional. A redução da força é 2 a 5 vezes mais rápida do que a perda da massa muscular (MITCHELL et al., 2012; MANINI; CLARK, 2012). Além disso, parece que a capacidade do músculo de produzir força em altas velocidades (taxa de desenvolvimento de torque) apresenta declínio mais acelerado do que a capacidade de produzir força máxima (GRANACHER et al., 2010, SKELTON et al., 1994; PETRELLA et al., 2005).

A capacidade do músculo em gerar força em altas velocidades está associada a fatores como a redução e atrofia das fibras de contração rápida (tipo II) (BARRY; CARSON, 2004; VERDIJK et al., 2007) e alterações neurais que envolvem reduções sobre a excitabilidade cortical e medular (CLARK; TAYLOR, 2011;

SCAGLIONI et al., 2002). Adicionalmente, déficits na ativação muscular (recrutamento de unidades motoras) podem influenciar a expressão da força (MANINI; CLARK, 2012; RUSS et al., 2012). De fato, alguns estudos têm reportado que idosos quando comparados à jovens, apresentam reduções da ativação muscular voluntária máxima (STEVENS et al., 2003; JAKOBI; RICE, 2002), que associados ao declínio dos sistemas de controle postural podem causar alterações da estabilidade postural, limitações da mobilidade, independência e aumentar o risco de quedas (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2002; BARELA, FREITAS, 2006).

As quedas geralmente ocorrem em situações de mudanças de posição e durante a locomoção (GRANACHER et al., 2012; HORAK, 2006; SALMINEN et al., 2009). Em situações de perturbação postural (tropeços, escorregões), a adoção de rápidas estratégias de ajustes posturais, como dar um passo rapidamente, são necessárias para evitar a queda. No entanto, alguns estudos têm reportado que idosos apresentam redução da capacidade reativa, com atrasos que podem chegar a 100 ms (MELZER et al., 2007) para o início das respostas posturais (TUCKER et al., 2008; LIAW et al., 2009) e quando associadas à tarefa de atenção, ou dupla tarefa, parece que a velocidade de reação é ainda menor (MELZER et al., 2007, 2008; BRAUER et al., 2002). Entretanto, alterações do equilíbrio e dos padrões da marcha também têm sido evidenciadas durante tarefas simples como falar durante a locomoção ou carregar um objeto (WEI et al., 2012; IERSEL et al., 2007). Assim, a associação de demanda cognitiva e ou motora pode perturbar a estabilidade postural e interferir no equilíbrio. Provavelmente a deteriorização do sistema de controle postural e possível incapacidade em atribuir atenção adequada entre o equilíbrio e a interferência de uma tarefa cognitiva e ou motora (GRANACHER et al., 2012; TROMBETTI et al., 2011) possam explicar estas alterações (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002; IERSEL et al., 2007).

Portanto, parece que esses fatores associados aos declínios dos sistemas visual e cognitivo (VAN IERSEL et al., 2007; GAUCHARD et al., 2003) podem interferir na capacidade do idoso em desempenhar atividades relacionadas com a sobrevivência de forma autônoma e independente (LIMA-COSTA et al., 2003; WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002; DU PASQUIER et al., 2003), além de gerar importantes implicações para independência funcional, qualidade de vida e

bem estar do idoso (MARRA et al., 2007; BASTONE; FILHO, 2004). Todavia, pessoas idosas com melhor condicionamento físico parecem apresentar menor incidência de quedas (STUDENSKI et al., 1994). Nesse sentido, programas de atividade física tem se constituído numa das principais formas de minimizar os declínios físicos, psicológicos e sociais que acompanham o envelhecimento (HERNANDES; BARROS, 2004).

A prática de atividade física é reconhecidamente um dos meios mais eficazes de preservar e melhorar a capacidade de vários sistemas orgânicos e constitui importante meio para a prevenção, o controle e o tratamento de doenças crônicas e degenerativas (BARNETT et al., 2003; EVANS, 1999). Alguns estudos têm apontado os benefícios de atividades físicas regulares aplicadas a populações idosas e demonstrado que o envolvimento em programas de exercícios de intensidade moderada a alta parecem estar associados com a diminuição do risco de mortalidade (TIEN et al., 2008; PERRIN et al., 1999; LEE et al., 1995). Além disso, a prática de atividade física a partir da idade adulta pode garantir melhor qualidade de vida e autonomia (VAN PELT, et al., 2001; SPIRDUSO; CRONIN, 2001).

O treinamento de resistência tem sido considerado como um método eficaz para reverter o processo de redução da força e das adaptações morfológicas do músculo esquelético associadas ao aumento da idade (NARICI, MANGANARIS, 2006; AAGAARD et al., 2001). Alguns estudos têm reportado aumentos na capacidade contrátil muscular, na área de secção transversa, na espessura, no comprimento e no ângulo de penação das fibras musculares em idosos após treinamento resistido de alta intensidade (FIATARONE et al., 1990; SUETTA et al., 2008; REEVES et al., 2004; SEYNNES et al., 2007). No entanto, aprimoramentos no desempenho funcional nem sempre têm sido observados (BARRY, CARSON, 2004). Por outro lado, alguns estudos que envolveram treinamento com cargas de intensidade leve e moderada também têm demonstrado ser eficazes em prover importantes adaptações sobre a arquitetura muscular (LEE; YOON, 2009; ALEGRE et al., 2005), força e equilíbrio, as quais também tem promovido melhorias da funcionalidade em idosos (HAZZEL et al., 2007; ORR et al., 2006; BELLEW et al., 2003).

Outros estudos que envolveram atividades de baixa/moderada intensidade

como o Tai Chi Chuan (KURAMOTO, 2006; PEREIRA et al., 2008), Hidroginástica (TEIXEIRA et al., 2007; BENTO et al.; 2012), Isostretching (SANGLARD et al., 2007; CARVALHO, ASSINI, 2008; CEPEDA et al., 2013), treinamento combinado resistência e equilíbrio (PARK et al., 2008; KIM; LOCKHART, 2010) e Dança (KEOGH et al., 2009; WU et al., 2011) também têm reportado ganhos sobre a força, equilíbrio e funcionalidade.

Programas de exercícios baseados na dança têm sido propostos como um facilitador à prática de atividade física, visto que muitos idosos já tiveram experiências positivas com a dança, além disso, podem propiciar e estimular maior interação social (GUIMARÃES et al., 2003; KEOGH et al., 2009). As coreografias da dança de salão exigem constantes mudanças de posição com ações repetidas de membros inferiores, as quais poderiam influenciar positivamente a força muscular. Adicionalmente, os deslocamentos multidirecionais, os giros, a coordenação, associados aos estímulos visuais, vestibulares, auditivos e de memória, podem ser recurso atrativo para melhorar o equilíbrio, pelas importantes demandas impostas sobre o sistema de controle postural (SOFIANIDIS, 2009; KIM et al., 2011; BLÄSING et al., 2012). O aprimoramento do controle postural é essencial para a manutenção e recuperação do equilíbrio após uma perturbação (ex., escorregões e tropeços) (ROBINOVITCH et al., 2002; MELZER et al., 2007; FREITAS et al., 2010).

De fato, Shigematsu et al. (2002), revelaram que um programa de 12 semanas de dança aeróbica, três vezes por semana com intensidade baixa/moderada melhorou o equilíbrio (apoio unipodal), o alcance funcional e a distância percorrida durante a caminhada de três minutos. Sofianidis et al. (2009) também encontraram reduções dos deslocamentos anteroposteriores e mediolaterais do centro de pressão (CP) em apoio unipodal, avaliado pela posturografia, após um programa de 10 semanas de dança grega, com intensidade baixa/moderada. Apesar destes importantes resultados, os testes aplicados nestes estudos não permitem identificar se tais melhorias podem ser extrapoladas para condições dinâmicas que envolvem a presença de distúrbios, ou associados a uma dupla tarefa, em que a capacidade de restabelecer o equilíbrio é fundamental para evitar quedas.

O aumento na velocidade de deslocamento na marcha encontrado por

Shigematsu et al. (2002), após a prática de 10 semanas de um programa de dança aeróbica é um dos parâmetros que tem sido associado à redução das quedas entre idosos (PRINCE et al., 1997; KERRIGAN et al., 2003) e revela que tais atividades podem ser efetivas para reduzi-las. Todavia, os mecanismos adaptativos que resultaram na melhora da velocidade de deslocamento não foram determinados.

Outro fator favorável à prática da dança é que não existem limitações e requisitos prévios para sua prática (ex. aprendizado, medo, etc.), os quais podem limitar de forma substancial a adesão à atividade. Além disso, a prática da dança pode ser realizada em qualquer local, com custos bastante reduzidos quando comparados a outros programas que requerem aparatos e facilidades específicas.

A resposta a programas de treinamento em idosos com diferentes níveis iniciais de força podem diferir em função do estímulo de baixa e moderada intensidade que são característicos em programas de dança. No entanto, estímulos baixos a moderados podem proporcionar menores adaptações em idosos com maior desempenho muscular e maiores adaptações em idosos com menor desempenho muscular, quanto a força, arquitetura muscular, equilíbrio e capacidade funcional (LEXELL, 2000; FOLDVARI et al., 2000; BEAN et al., 2002; ORR et al., 2006).

Estudos que tenham investigado adaptações da arquitetura muscular e neurais (ex. taxa de ativação central) sobre a função muscular, da capacidade reativa e da interferência da associação de uma tarefa cognitiva (dupla tarefa) no desempenho funcional após um programa de treinamento em que intervenções de baixa/moderada intensidade tenham sido aplicadas não são conhecidos. Portanto, espera-se que os resultados do presente estudo possam contribuir para um melhor entendimento dos efeitos de um programa de danças de salão de intensidade baixa/moderada sobre a arquitetura muscular, força, capacidade reativa, controle postural e capacidade funcional em idosas.

1.1 OBJETIVOS

1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo deste estudo foi analisar a influência de um programa de danças de salão de intensidade baixa/moderada sobre os parâmetros morfológicos

musculares (arquitetura muscular), função muscular e controle postural (ortostático e dinâmico). Além disso, analisar a influência destes fatores na capacidade funcional em idosas que apresentam diferentes níveis iniciais de força (maior e menor desempenho muscular).

1.1.2 Objetivos Específicos

- Analisar os efeitos de um programa de danças de salão sobre os parâmetros morfológicos musculares quanto à espessura, ângulo de penetração e comprimento do fascículo dos músculos vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio medial em idosas com maior e menor desempenho muscular.
- Analisar os efeitos de um programa de danças de salão sobre a função muscular em idosas.
- Analisar a influência de um programa de danças de salão sobre o controle postural estático e dinâmico em idosas.
- Analisar a influência de um programa de 8 semanas de danças de salão sobre a capacidade funcional em idosas.

O presente estudo foi elaborado em sete capítulos, neste primeiro capítulo foi apresentada a introdução e os objetivos gerais do estudo. O segundo capítulo aborda a revisão de literatura. O capítulo três o estudo experimental sobre os efeitos do programa de danças de salão na arquitetura muscular. No capítulo quatro são descritos os efeitos da dança de salão sobre a força, taxa de desenvolvimento de torque e ativação muscular voluntária máxima. O capítulo cinco apresenta a influência da dança no controle postural e no capítulo seis os efeitos da dança sobre a capacidade funcional. No sétimo e último capítulo as conclusões gerais do estudo são descritas, assim como as suas limitações e sugestões para estudos futuros.

2 REVISÃO DE LITERATURA

O capítulo apresentará a revisão de literatura sobre o processo de envelhecimento e principais consequências no sistema neuromuscular, no controle postural e as repercussões sobre a capacidade funcional. Inicialmente serão abordadas as alterações na arquitetura muscular, na força muscular e na ativação muscular voluntária máxima. Em seguida, revisão sobre os mecanismos de controle postural com ênfase na avaliação e alterações do equilíbrio estático e dinâmico. Adicionalmente, a capacidade funcional e a interferência de uma dupla tarefa no equilíbrio e nas atividades de vida diária. Finalmente, a revisão é concluída com uma abordagem sobre a dança e os resultados encontrados de programas de intervenção em idosos.

2.1 ENVELHECIMENTO

2.1.2 Envelhecimento e Quedas

O envelhecimento é um processo dinâmico, progressivo e fisiológico, acompanhado por modificações morfológicas e funcionais, assim como modificações bioquímicas e psicológicas, resultando na diminuição da reserva funcional dos órgãos e sistemas (LOPES *et. al.*, 2009). O maior problema associado ao envelhecimento é o declínio da capacidade funcional que aparenta ser fortemente influenciado pelo nível de atividade física (HUBERT *et. al.*, 2002).

A diminuição das capacidades físicas e motoras decorrentes do processo de envelhecimento associada ao sedentarismo, pode levar o idoso a uma condição de fragilidade extrema, deixando a sua independência ameaçada, caso enfrente intercorrências como quedas, doenças, entre outras (OKUMA, 2004; GRANACHER *et al.*, 2012).

A maior suscetibilidade dos idosos a sofrerem quedas se deve ao declínio funcional decorrente do processo de envelhecimento, quais sejam o aumento do tempo reação e a diminuição da eficácia das estratégias motoras do equilíbrio corporal (RUWER; ROSSI; SIMON, 2005; MACKEY; ROBINOVITCH, 2006; GRANACHER *et al.*, 2012). O envelhecimento afeta todos os elementos que tem

relação com a manutenção da postura e do equilíbrio, tanto os do controle central, como os das aferências periféricas e os efetores motores (THOUMIE, 1999; HORAK, 2006). A manutenção do equilíbrio depende da interação complexa entre os sistemas musculoesquelético e neural (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003).

Desta forma, alterações no controle postural são fatores limitantes da independência e autonomia do idoso. Em 80% dos casos não pode ser atribuído a uma causa específica, mas sim ao comprometimento do sistema de equilíbrio como um todo (GUILLOU et al., 2007; GRANACHER et al., 2012). Em mais da metade dos casos o desequilíbrio tem origem entre os 65 e os 75 anos aproximadamente e cerca de 30% dos idosos apresenta os sintomas nesta idade. (BITTAR et al., 2002; HORAK, 2006). As alterações no controle do equilíbrio têm sido atribuídas à diminuição da estabilidade do corpo, ocasionada pelas alterações na integração da recepção de informações dos componentes sensoriais, cognitivos, integrativos centrais e musculoesqueléticos (HORAK, 2006; TEIXEIRA et al., 2007; BERRY; MILLER, 2008).

A diminuição da força muscular, da flexibilidade e da agilidade também afeta o equilíbrio postural, limitando ainda mais as reações corretivas no idoso (MACKEY; ROBINOVITCH, 2006; MELZER et al., 2007). A diminuição do equilíbrio não só provoca deterioração dos movimentos, mas também aumenta o risco de quedas, associadas a ainda outros fatores, como institucionalização, perda cognitiva ou depressão, calçados e roupas impróprias, terapia por múltiplas drogas, perigos na residência (ausência de corrimões e de barras de proteção, má iluminação, degraus íngremes etc.), perigos externos (falta de pavimentação, de equipamentos de segurança, condições de tráfego e transporte público) e falta de atividade física regular (PERRACINI, 2002; MIYAMOTO et al., 2004; FIGUEIREDO et al., 2007).

Muitos estudos mencionam o treino de equilíbrio, sendo esse relevante para evitar as quedas, uma vez que os déficits de equilíbrio constituem um fator de risco que pode ser modificável por meio de intervenção baseada em exercícios. Entretanto, muitas são as variáveis no que se referem aos recursos, técnicas, contexto ambiental, intensidade, frequência e programa de treinamento (JUDGE, 2003; ZAMBALDI et al, 2007; SOFIANIDIS et al., 2009; KATTENSTROTH et al., 2010).

2.2 FUNÇÃO MUSCULAR

2.2.1 Sarcopenia e seus efeitos

Uma das principais alterações no sistema muscular com o envelhecimento é a redução gradativa da massa muscular que pode levar a diminuição da força e da funcionalidade (MORLEY et al., 2001; CRUZ-JENTOF, et al., 2010). A redução da massa muscular tem sido caracterizada como sarcopenia (DOHERTY, 2003; PAHOR et al., 2009; CRUZ-JENTOF, et al., 2010), com possível infiltração de gordura no músculo (MISIC et al., 2007; BURDOF et al., 2012), no entanto, para alguns autores esta definição é muito estreita, pois geralmente a redução da força acompanha a diminuição da massa muscular (MITCHELL et al., 2012), porém, a relação da redução entre massa e força não é linear (NARICI; MAFFULLI, 2010). Alguns argumentam que dinapenia (redução da força) seria o termo mais adequado para descrever a perda da força e da função associada à idade (CLARK, MANINI, 2008).

Estudos epidemiológicos mostram que a partir da segunda a oitava década de vida, a massa corporal total magra diminui em cerca de 18% em homens e 27% em mulheres e em qualquer idade as mulheres adultas têm massa muscular consideravelmente menor do que os homens. Em ambos os homens e as mulheres, um declínio na massa muscular parece tornar-se detectável após a idade de 45 anos (NARICI; MAFFULLI, 2010; MITCHELL et al., 2012). Além disso, alguns estudos reportam que a perda de massa muscular ocorre preferencialmente nos membros inferiores (15%) do que nos membros superiores (10%) (JANSSEN et al., 2000; NARICI; MAFFULLI, 2010).

A sarcopenia pode ser o resultado da diminuição do número e/ou tamanho das fibras musculares (tipo I e II) (LEXELL; TAYLOR, 1988; DOHERTY, 2003). As fibras do tipo II são preferencialmente acometidas pelo envelhecimento, são responsáveis em gerar maior tensão e velocidade de encurtamento muscular (BARRY; CARSON, 2004). No entanto, existem vários mecanismos que podem estar envolvidos no aparecimento e progressão da sarcopenia. Estes mecanismos envolvem, a síntese de proteínas, integridade da proteólise, fatores neurais e teor de gordura muscular (CRUZ-JENTOFF et al., 2010; JANSSEN et al., 2002). O acúmulo

de gordura no tecido conjuntivo intramuscular parece ser inversamente relacionado com o nível de atividade física, a duplicação do nível de atividade física reduz praticamente em 50% a quantidade de gordura intramuscular e no tecido conjuntivo (KENT-BRAUN; YOUNG, 2000).

Atualmente o termo sarcopenia é usado para descrever as alterações que ocorrem no músculo esquelético devido a alterações no sistema muscular, sistema nervoso central e periférico, no sistema endócrino, sistema imunológico, consumo calórico e proteico, portanto, é processo multifatorial, que acomete o idoso (DOHERTY, 2003; KIM et al., 2010; MITCHEL et al., 2012).

De acordo com o consenso europeu de definição e diagnóstico da sarcopenia, os parâmetros mensuráveis da sarcopenia são a massa, força e desempenho físico (CRUZ-JENTOFF et al., 2010). Além da redução da massa, alterações na arquitetura muscular são evidentes (NARICI; MAFFULLI, 2010).

2.2.2 Arquitetura Muscular

O envelhecimento está associado a progressiva remodelação do sistema neuromuscular com implicações sobre a massa muscular, força e potência muscular. A sarcopenia não envolve somente uma redução pura em área de seção transversal muscular e volume, mas também remodelação da arquitetura muscular (NARICI; MAFFULLI, 2010; DEGENS et al., 2009).

A arquitetura muscular descreve o arranjo espacial das fibras musculares em relação ao eixo de geração de forças e é determinante da função muscular (KAWAKAMI et al. 1998; LIEBER; FRIDE, 2000; MAIRET et al., 2006; NARICI; MAFFULLI, 2010). As principais mudanças na arquitetura muscular decorrentes do envelhecimento envolvem reduções na espessura, no comprimento do fascículo e no ângulo de penação (ALEGRE et al., 2006; NARICI; MANGANARIS 2007; AAGAARD et al., 2007; NARICI; MANFFULLI, 2010).

O comprimento do fascículo está relacionado com a velocidade de contração muscular enquanto o ângulo de penação está associado com a capacidade de

produzir elevados níveis de força (KANEHISA et al., 2002; KUBO et al., 2003; NARICI; MAFFULLI, 2010). Sendo assim, estas mudanças na arquitetura parecem modificar o potencial de geração de força que é dependente do número de sarcômeros em paralelo (ângulo de penação) e também, na velocidade de contração que é dependente do número de sarcômeros em série (comprimento do fascículo) (NARICI et al., 2003; DEGENS et al, 2009; NOORKOIV et al., 2010).

A arquitetura muscular pode ser quantificada de forma não invasiva por meio da ultrassonografia (AAGAARD et al., 2001; KUBO et al., 2003; NARICI et al., 2003; BLAZEVIICH et al., 2006; ALEGRE et al., 2006). A ultrassonografia mode-B tem sido frequentemente utilizada para o estudo das relações entre a arquitetura muscular e parâmetros de velocidade, força e energia, bem como para a determinação da interação músculo-tendão, durante a marcha, a corrida e o salto (FUKUNAGA et al., 2001; ISHIKAWA et al., 2005; LICHTWARK et al., 2007; MIAN et al., 2007).

Estudos têm demonstrado diferenças na arquitetura musculoesquelética de idosos quando comparados com jovens. Narici et al. (2003) observaram diferença de 10,2% no comprimento do fascículo, 13,2% no ângulo de penação, 25,3% no volume do músculo gastrocnêmio medial em idosos e adultos jovens. No entanto, Kubo et al. (2003), não encontraram diferenças significativas no músculo gastrocnêmio, mas no vasto lateral estas alterações foram importantes.

Alguns estudos têm reportado melhorias na arquitetura muscular em idosos após intervenção com exercícios de alta e moderada intensidade. Reeves et al. (2009), que compararam os efeitos de duas modalidades de treinamento resistido de alta intensidade (80% 1 RM) durante 10 semanas, encontraram aumentos no comprimento do fascículo do vasto lateral de idosos de 20% no exercício excêntrico e 8 % no concêntrico. No entanto, Reeves et al. (2009) reportam aumento de 35% do ângulo de penação no exercício concêntrico e 5% no excêntrico. Suetta et al. (2008) 22% nos exercícios resistidos para o vasto lateral. Reeves et al. (2009), que nas duas modalidades de treinamento obtiveram 12% de aumento na espessura do músculo vasto lateral e Sueta et al. (2008), descrevem 14,8% de aumento no vasto lateral após 12 semanas de treinamento resistidos em idosos.

Portanto, com o envelhecimento as alterações na arquitetura muscular têm

sido evidenciadas, com reduções do comprimento do fascículo, ângulo de penação e espessura muscular (NARICI et al., 2003; DEGENS et al., 2009). Essas alterações podem reduzir a capacidade de geração de força muscular (NOORKOIV et al., 2010) e interferir na mobilidade e autonomia do idoso (NARICI et al., 2003). No entanto, exercícios de intensidade moderada/alta tem produzido adaptações na arquitetura muscular em idosos (REEVES et al., 2009; SUETTA et al., 2008).

2.2.3 Força e Ativação Central

A diminuição de força e potência muscular, e da capacidade de produzir força de forma constante, surge de vários processos degenerativos que afetam músculos, neurônios motores e regiões do sistema nervoso central (PATTEN; CRAIK, 2000; CARSON; BARRY, 2004).

Além da diminuição da massa muscular que acompanha o envelhecimento (JASSEN et al., 2000; HUGHES et al., 2001), a diminuição da capacidade em gerar força máxima e de produzir força rapidamente resulta da redução do número de fibras musculares, atrofia desproporcional de fibras musculares de contração rápida tipo II, de reduções da capacidade de tensão das fibras musculares individuais (LARSON et al., 1997; LINCH et al., 1999), alterações na ativação neural dos músculos individuais (STEVENS et al., 2003) e de grupos musculares (LEXELL, 1995; KLEIN et al., 2001; MACALUSO et al., 2002).

Ainda não está claro se há diminuição do número relativo de fibras musculares de contração rápida ou se o declínio nesta capacidade de contração ocorre pela perda desproporcional de grandes motoneurônios na medula espinhal com reinervação destas fibras por axônios oriundos de fibras lentas (GRIMBY et al., 1984; WANG et al., 1999; PATTEN, CRAIK, 2000; ANDERSEN, 2003). Alguns estudos sugerem que o predomínio das propriedades das fibras de contração lenta ocorra potencialmente por alterações hormonais (LARSSON, 1995; PATTEN; CRAIK, 2000).

Os déficits na capacidade de produção de força em idosos também podem ser atribuídos a alterações na ativação neural dos músculos individuais

(coordenação intramuscular) e coordenação de grupos de musculares (coordenação intermuscular) (HUGHES et al., 2001; AKIMA et al., 2001). A incapacidade em ativar completamente um músculo ocorre quando não há ativação adequada das unidades neurais do músculo ou quando o acoplamento excitação contração é insuficiente para garantir que todas as unidades motoras no músculo sejam ativadas (CARSON; BARRY, 2004).

Estudos têm avaliado a capacidade dos idosos em ativar maximamente seus músculos com a sobreposição de estímulo adicional por meio de estimulação elétrica durante contração máxima para evocar torque adicional (MERTON, 1954; STACKHOUSE et al., 2003). Recente avaliação entre o nível de ativação muscular e o percentual de força gerado na contração máxima, estabeleceu que o déficit de ativação entre adultos jovens e adultos mais velhos é de pelo menos 11% (STACKHOUSE et al., 2003; STEVENS et al., 2003).

A técnica de sobreposição é frequentemente usada para avaliar o nível de ativação de um músculo ou grupo de músculos (BELANGER, MCCOMAS, 1981; GANDEVIA, 1988; SUTER, HERZOG, 2001). Consiste em sobrepor uma estimulação elétrica a um músculo ou a seus nervos, enquanto o músculo está voluntariamente ativado. Se aplicado corretamente, a sobreposição de estímulo elétrico ativa todas as unidades motoras do músculo, e, em caso de ativação incompleta das unidades motoras, o estímulo produz um incremento na força (torque) (DOWLING et al., 1994; BEHM, ST-PIERRE, PERREZ, 1996; ALLEN, MCKENZIE, GANDEVIA, 1998; DE SERRES, ENOKA, 1998).

O método de relação de ativação central (CAR), foi desenvolvido para quantificar a ativação central quando se utiliza a técnica de sobreposição de estímulos elétricos. O CAR é calculado dividindo a força voluntária máxima antes da aplicação do estímulo elétrico e pela força máxima durante a sobreposição de estímulo por trens de pulso. Neste método, CAR de 1,0 equivale a completa ativação do músculo, e qualquer CAR <1,0 representa ativação incompleta (KENT-BRAUN; LE BLANC, 1996).

2.3 CONTROLE POSTURAL

2.3.1 Equilíbrio

O equilíbrio corporal é definido como a manutenção de uma postura particular do corpo com um mínimo de oscilação (equilíbrio ortostático), ou a manutenção da postura durante o desempenho de uma habilidade motora que tenda a perturbar a orientação do corpo (equilíbrio dinâmico) (GOLBI et al., 2006), ou seja, capacidade de manter a projeção do centro de massa do corpo (CM) dentro de limites razoáveis da base de apoio, como em pé, sentado ou em movimento, para uma nova base de apoio, como a locomoção (BROWNE; O'HARE, 2001; HOWE et al., 2007; FREITAS et al., 2010).

A capacidade em manter o equilíbrio na posição vertical é o resultado de complexos mecanismos fisiológicos que envolvem a integração dos sistemas cognitivo, motor, cerebelar, vestibular e proprioceptivo (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002; DU PASQUIER et al., 2003). Com o processo natural de envelhecimento, estes sistemas podem sofrer alterações estruturais e funcionais que resultam em diminuição da estabilidade postural e da capacidade em gerar ajustes posturais adequados frente a perturbações inesperadas (HORAK, MACPHERSON, 1996; WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, 2002; DU PASQUIER et al., 2003; FREITAS et al., 2010).

Estima-se que a prevalência de queixas de equilíbrio na população acima dos 65 anos chegue a 85%, estando associada a várias etiologias, tais como, degeneração do sistema vestibular, diminuição da acuidade visual e da capacidade de acomodar a visão (GEURTS et al., 2005, RAY et al., 2008, PALM et al., 2009), alterações proprioceptivas, déficits musculoesqueléticos (sarcopenia) (NARICI; MAFFULI, 2010) , hipotensão postural, atrofia cerebelar, diminuição do mecanismo de atenção e do tempo de reação contribuem para alterações do equilíbrio em indivíduos idosos, associadas à diminuição na habilidade em desempenhar as atividades da vida diária (AVD's) (TINETTI, 1993, SOARES et al., 2005).

A independência para as AVD's inclui a satisfatória realização de diversos movimentos, tais como: levantar-se de uma cadeira, flexionar-se e deambular e para

isso o indivíduo necessita ter o domínio do controle postural que é solicitado durante a realização dessas atividades, pela capacidade de manter-se em várias posições, responder automaticamente a movimentos voluntários do corpo e das suas extremidades e reagir adequadamente a perturbações externas (BERG, et al., 1989; MIYAMOTO, 1992, MELZER et al., 2007).

Todavia, estudos para avaliar a estabilidade postural e identificar as alterações do equilíbrio ortostático e dinâmico em idosos têm sido realizados de forma direta por meio da quantificação do deslocamento do centro de pressão (CP), que corresponde ao ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte (DUARTE, FREITAS, 2010) com a utilização da plataforma de força e pressão (DU PASQUIER et al., 2003; MELZER et al., 2007; O'CONNOR et al., 2008; FREITAS et al., 2010), ou de forma indireta, por meio da observação de testes funcionais (MELZER et al., 2007; GINÈ-GARRIGA et al., 2010; SCHEPENS et al., 2010; SHIN, DEMURA, 2010; KIM et al., 2010; KARUKA et al., 2011; ALEXANDRE et al., 2012).

As avaliações da estabilidade postural com a plataforma de força têm sido realizadas em diversas situações, base aberta com olhos abertos e fechados (NAKAMURA et al., 2001; DU PASQUIER et al., 2003; BAUER et al., 2010) base de apoio diminuída com olhos abertos e fechados (DU PASQUIER et al., 2003; BAUER et al., 2010), apoio unipodal (GUILLOU et al., 2007), manipulação da informação visual (O'CONNOR et al., 2008), auditiva (PALM et al., 2009), base de apoio móvel (FREITAS et al., 2010), dupla tarefa ou tarefas concorrentes (BAUER et al., 2002; MELZER, ODDSSON, 2004; MELZER, et al., 2007; SHIN, DEMURA, 2010), com o objetivo de identificar alterações do equilíbrio em situações vivenciadas pelo idoso nas atividades rotineiras.

Alguns estudos têm demonstrado, que em condições estáticas ou quase-estáticas, quando comparados com jovens, os idosos apresentam maior deslocamento horizontal do centro de pressão (CP) no sentido anteroposterior e mediolateral (NAKAMURA et al., 2001; DU PASQUIER et al., 2003). Estas medidas têm sido utilizadas para caracterizar alterações referentes à estabilidade postural em idosos e predisposição a quedas (NAKAMURA et al., 2001; DU PASQUIER et al., 2003; BAUER et al., 2010). No entanto, durante as atividades do cotidiano, como

levantar de uma cadeira, subir uma escada, locomover-se, ou responder prontamente a situações desafiadoras como um simples tropeço, as exigências são mais complexas para a manutenção da estabilidade postural (MACKEY; ROBINOVITCH, 2005; MELZER et al., 2007; LIAW et al., 2009).

Alguns estudos têm utilizado tarefas simples de autoperturbações posturais durante a posição ortostática, como elevar um braço ou flexionar uma perna, e os resultados sugerem que somente após uma estabilidade postural o idoso realiza uma tarefa voluntária (MAN'KOVSKII, et al., 1980; WOOLLACOTT, 1988; MARIN et al., 1999; ARAMAKI et al., 2001). Em adição, maiores deslocamentos do centro de pressão (CP) têm sido observados durante a posição ortostática (NAKAMURA et al., 2001; DU PASQUIER et al., 2003) associados a maior tempo para inverter a direção dos deslocamentos do CP e adquirir estabilidade (NAKAMURA et al., 2001; FREITAS et al., 2010). Fatores neuromusculares como o maior tempo para ativar os músculos e atingir o pico de ativação muscular em resposta às mudanças posturais, podem desempenhar um papel importante no aumento do deslocamento e do tempo de reversão do CP (LIN; WOOLLACOTT; NAKAMURA et al., 2001; FREITAS, 2010). Em geral, esses estudos revelaram déficits nos ajustes posturais antecipatórios frente aos efeitos dinâmicos do movimento voluntário. Quando uma dupla tarefa é associada, seja motora ou cognitiva, estes déficits parecem ser ainda maiores (MELZER et al., 2004; 2007).

As atividades do cotidiano geralmente estão associadas à demandas de atenção, e nestas situações o idoso parece apresentar maior suscetibilidade à quedas (TROMBETTI et al., 2011). Mesmo tarefas simples como falar durante a locomoção podem interferir no equilíbrio do idoso (BROWN et al., 1999; WEI et al., 2012). Assim, uma demanda cognitiva pode perturbar o equilíbrio e alterar os padrões da marcha e aumentar ainda mais o risco de quedas (SIU et al., 2008; SILSUPADOL et al., 2009). No entanto, a prática de atividade física parece minimizar os declínios nos sistemas de controle postural (TIEN; LIN, 2008; HAYASHI et al., 2012). Treinamentos resistidos de alta intensidade parecem melhorar a força e potência muscular (GRANACHER et al., 2009; PERSCH et al., 2009), porém, nem sempre estes resultados se estendem à melhorias das capacidades funcionais (BARRY, CARSON, 2004; BENTO, 2012). Por outro lado, estudos que utilizaram

exercícios de intensidade baixa/moderada, reportam importantes incrementos funcionais (ORR et al., 2006; CHEN et al., 2011; CEPEDA et al., 2013).

2.4 ENVELHECIMENTO E CAPACIDADE FUNCIONAL

A redução da capacidade funcional é uma das principais consequências do processo de envelhecimento. Capacidade funcional pode ser definida como a capacidade em desempenhar atividades relacionadas com a sobrevivência de forma autônoma e independente (LIMA-COSTA et al., 2003). No entanto, parece ser muito mais complexo, pois abrange deficiência, incapacidade, desvantagem, bem como, autonomia (capacidade individual de decisão e comando sobre as ações, estabelecendo e seguindo as próprias regras) e independência (capacidade de realizar algo com os próprios meios) (MORAES, 2012), na prática trabalha-se com o conceito de capacidade/incapacidade (ROSA et al., 2003).

Atualmente, a independência e autonomia estão intimamente relacionadas ao funcionamento integrado e harmonioso dos sistemas funcionais principais, cognitivo, humor, mobilidade e comunicação (MORAES, 2012), estão representados na Figura 2.1:

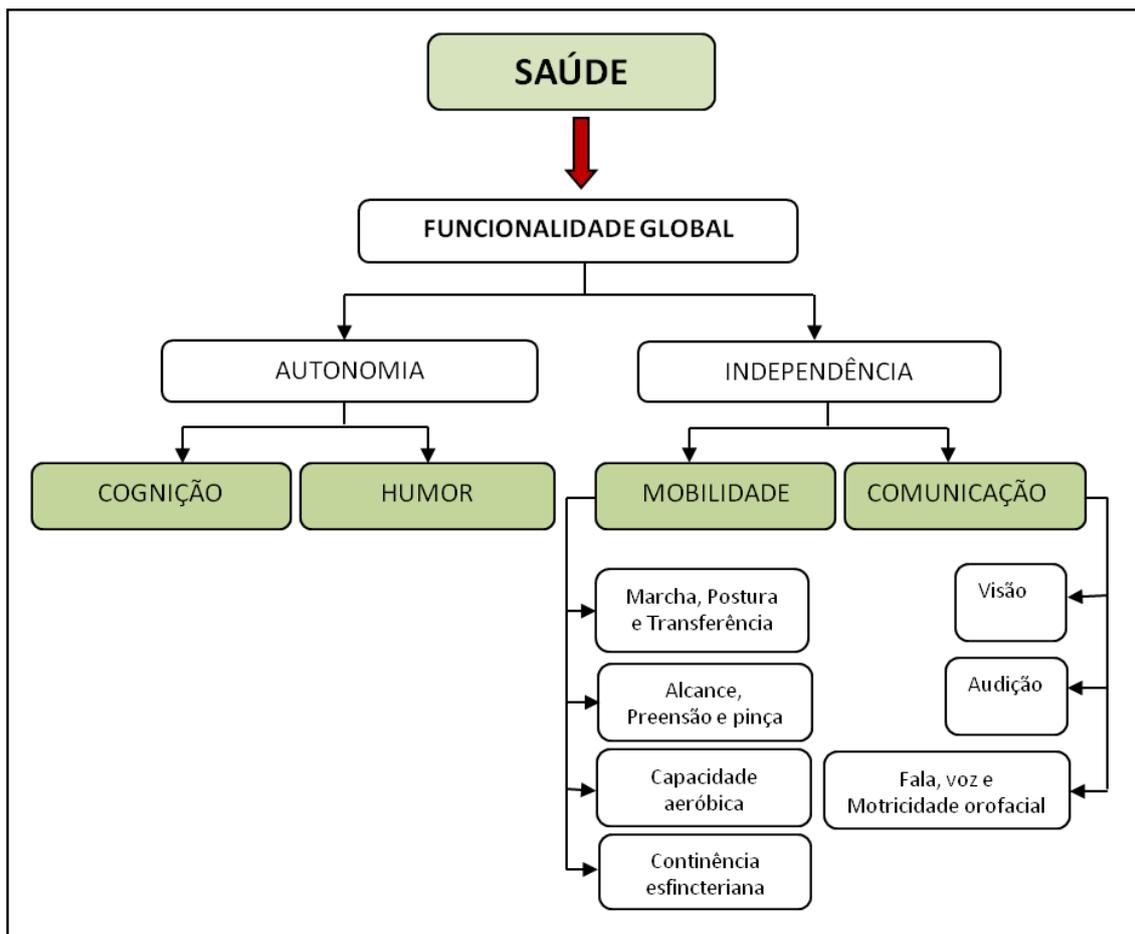


FIGURA 2.1 - Saúde e funcionalidade, adaptado de MORAES (2012).

Desta forma, a capacidade funcional surge como um novo conceito de saúde do idoso pela possibilidade deste cuidar de si mesmo, de determinar e executar as atividades de vida cotidiana, mesmo na presença de comorbidades (CARDOSO et al., 2010; MORAES, 2012). Portanto, reduções da mobilidade podem afetar as atividades de vida diária (AVDs), que são as tarefas do cotidiano necessárias para que o indivíduo cuide de si e de sua própria vida (MORAES, 2012), que podem ser classificadas de acordo com o grau de complexidade em básicas, instrumentais e avançadas (Figura 2.2).

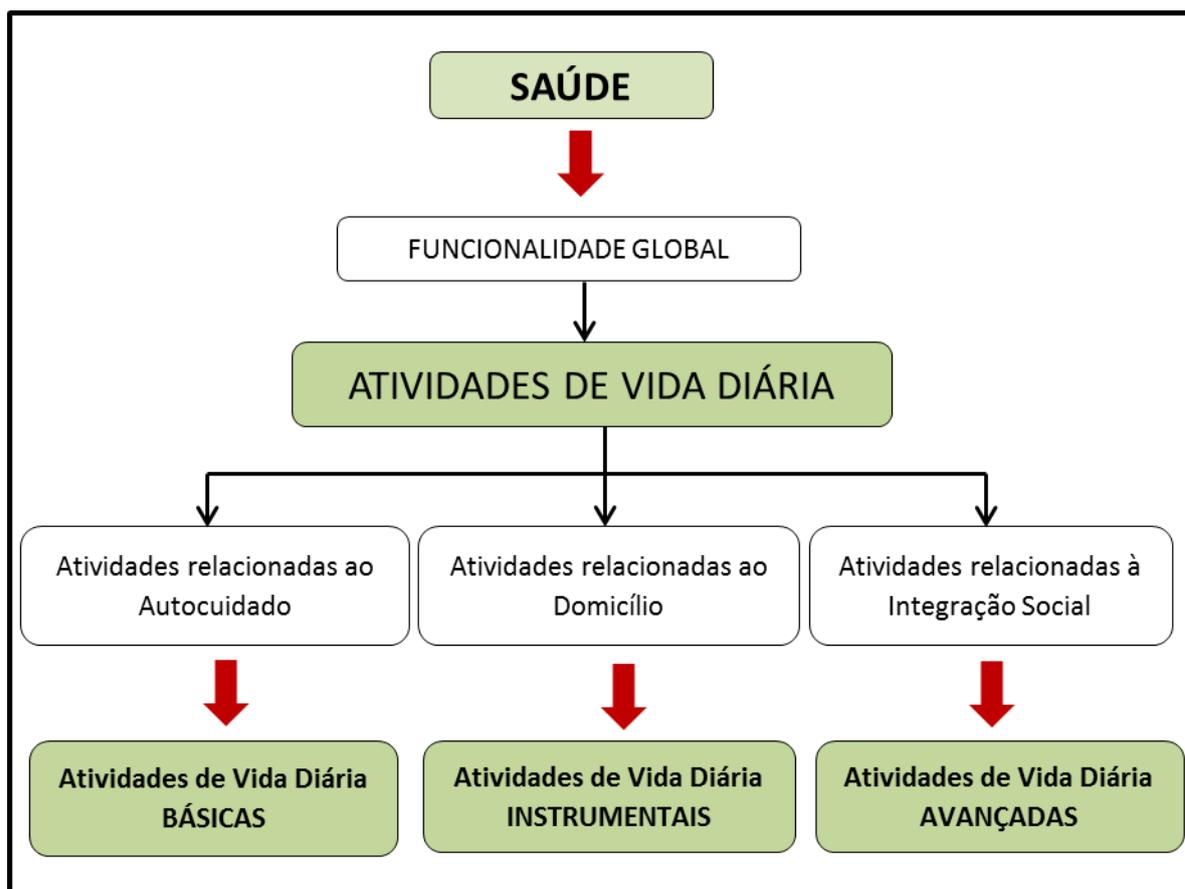


FIGURA 2.2 – Classificação das atividades de vida diária (AVDs), adaptado de Moraes (2012)

O comprometimento dos principais sistemas funcionais leva a incapacidade. No entanto, é de fundamental importância o entendimento da integração destes sistemas para a escolha da melhor intervenção para prevenir a incapacidade no idoso. No entanto, a prática de atividade física tem demonstrado efeitos benéficos sobre a capacidade física em idosos, além de preservar a capacidade para uma vida independente (MANINI; PAHOR, 2009).

2.5 DANÇA

A dança é uma forma de atividade física recomendada para a manutenção da destreza, tônus muscular e coordenação (JUDGE, 2003; KEOGH et al., 2009). Em um estudo com jovens esquiadores, exercícios baseados na dança demonstraram

aumentos na amplitude de movimento, mobilidade articular, flexibilidade muscular, velocidade, agilidade e redução da dor na coluna vertebral (ALRICSSON; HARMS-RINGDAHL; ERIKSSON; WERNER, 2003).

Atividade física com base na dança tem sido proposta como meio eficaz para melhorar a função do equilíbrio e redução da incidência de quedas em idosos (SHIGEMATSU et al., 2002; FEDERICI, BELLAGAMBAM, ROCCHI, 2005). Estudo realizado com 12 semanas (1 h, três sessões/semana, intensidade baixa/moderada) de dança baseada em um programa de exercício aeróbico aumentou de forma significativa o tempo de permanência unipodal com olhos abertos e fechados, o alcance funcional e a distância percorrida durante 3 minutos em um grupo de idosos saudáveis, com idade entre 72 e 87 anos (SHIGEMATSU et al., 2001).

Federici et al. (2005) observaram aprimoramento do equilíbrio em idosos (58-68 anos), avaliado por testes funcionais (Tinetti, Teste de Romberg, tempo para levantar de uma cadeira, percorrer 5 m voltar e sentar) após a aplicação de três meses de danças do Caribe (duas sessões/semana, duração de 1h cada, com intensidade baixa/moderada).

Sofianidis et al. (2009), analisaram o efeito de um programa de 10 semanas de dança tradicional grega (2 sessões /semana, duração de 1h e intensidade moderada), em idosos saudáveis com idade média de 70 anos, nos índices de equilíbrio estático e dinâmico. Após o programa, encontraram redução das variações do centro de pressão (CP) na direção anteroposterior e mediolateral durante a realização do teste Sharpened-Romberg e do apoio unipodal. Na avaliação dinâmica com transferências do peso corporal antero-posterior e médio-lateral, maior estabilidade corporal foi observada.

Zhang et al. (2008) em um estudo transversal, compararam a estabilidade postural com a plataforma de força, indivíduo com os pés afastados, realizaram movimentos de flexão e extensão da cabeça com olhos abertos e fechados durante 32 s em cada movimento, a velocidade da marcha foi calculada m/s para percorrer 10 metros, flexibilidade lombar por meio do teste de sentar e alcançar, e o tempo de reação da perna. A amostra foi composta por 202 indivíduos que tivessem praticado dança durante pelo menos 1 ano e 202 indivíduos sedentários com idade entre 50 a

87 anos. Os resultados mostraram diferenças nos indivíduos acima de 60 anos com melhora do tempo de reação do membro inferior, equilíbrio, e velocidade da marcha. Não foram encontradas diferenças quanto a flexibilidade entre os grupos.

Adultos mais velhos que dançam tem demonstrado melhor equilíbrio, mobilidade funcional e motivação. Melhora no equilíbrio e marcha foram observados em um grupo de idosos que praticavam o tango quando comparados a um grupo de caminhadas (HACKNEY et al., 2009).

A Dança de Salão é uma atividade popular e acessível para os idosos (VERGHESE, 2006) e que também pode ser implantada nas instituições de longa permanência. Desta maneira, ela pode ser examinada como uma maneira agradável de encorajar os idosos sedentários a aumentar o nível de atividade física para melhorarem sua saúde (JUDGE, 2003).

Quanto aos aspectos físico/motores de idosos, um programa de Dança de Salão parece ser promissor quanto à redução no risco de quedas, seja pelo aumento na força de membros inferiores e/ou pelo aprimoramento do equilíbrio dinâmico (JUDGE, 2003). Uusi-Rasi et al. (1999) concluíram que idosos praticantes de dança apresentaram maiores níveis de força nos membros inferiores e equilíbrio dinâmico (SHIGEMATSU et al., 2002; QUADROS, 2008).

Judge (2003) e Verghese (2006) também mostraram benefícios da Dança de Salão, quanto à força muscular e redução do risco de quedas. A prática de Dança de Salão demanda funções executivas devido ao controle motor requerido. O praticante tem que organizar toda a ação, monitorar seus movimentos, inibir movimentos inadequados, planejar a sequência de movimentos, orientar-se espacialmente, desviar de outros casais, etc. Tudo isto deve ser feito em um curto espaço de tempo. Tal demanda exige um bom desempenho de habilidades do controle central (MEYER; KIERAS, 1997), incluindo abstração, flexibilidade mental, controle de impulso e manutenção da atenção. Parece ser também por esta característica que a prática regular de dança pode prevenir declínio cognitivo (JUDGE, 2003; VERGHESE, 2006). Porém, ainda está incerto se a Dança de Salão tem efeito em alguma medida cognitiva específica (VERGHESE, 2006). Verghese et al. (2003), reportaram que idosos que dançavam frequentemente apresentavam menor risco de

desenvolvimento de demência quando comparados com os que raramente ou nunca dançavam (QUADROS, 2008).

O processo de envelhecimento leva à diminuição das capacidades físicas e motoras, que associadas ao sedentarismo, podem levar o idoso a uma situação de dependência e suscetibilidade a quedas (BRUNER et al., 2012; GRANACHER et al., 2012). A atividade física tem demonstrado ser eficaz em prover melhorias em diversos sistemas e desta forma, aprimorar a capacidade funcional do idoso (REJESKI et al., 2008; MANINI; PAHOR, 2009). A dança é um recurso atrativo, que parece propiciar benefícios para esta população, porém, como observado na literatura, a escassez do tema e as diferentes abordagens metodológicas, seus efeitos não estão totalmente elucidados. Estudos que tenham observado adaptações da arquitetura muscular, adaptações neurais (ex. taxa de ativação central) sobre a função muscular, da capacidade reativa e da interferência da associação de uma tarefa cognitiva (dupla tarefa) no desempenho funcional após um programa de treinamento em que intervenções de baixa/moderada intensidade tenham sido aplicadas não são conhecidos. Desta forma, este estudo visa analisar os possíveis efeitos de um programa de danças de salão nas capacidades funcionais, equilíbrio estático e dinâmico, força e parâmetros morfológicos musculares.

3 EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE A ARQUITETURA MUSCULAR EM IDOSAS

3.1 INTRODUÇÃO

O envelhecimento está associado a uma progressiva remodelação do sistema neuromuscular, a qual está relacionada a reduções de massa (sarcopenia), força e potência muscular (dinapenia). A sarcopenia não envolve apenas diminuições da área de secção transversa e de volume tecidual, mas também remodelações da arquitetura muscular (DEGENS et al., 2009; NARICI; MAFFULLI, 2010). A arquitetura muscular compreende o arranjo das fibras musculares e assume papel determinante sobre a capacidade contrátil (LIEBER; FRIDE, 2000; NARICI; MAFFULLI, 2010).

As principais mudanças na arquitetura decorrentes do envelhecimento envolvem alterações na espessura, no comprimento do fascículo e no ângulo das fibras em relação ao eixo do ventre muscular (ALEGRE et al., 2006; NARICI; MANGANARIS, 2007; AAGAARD et al., 2007). Funcionalmente, o comprimento do fascículo está relacionado à velocidade de contração muscular, que é determinada pelo número de sarcômeros em série (comprimento do fascículo) (NARICI et al., 2003; DEGENS et al., 2009; NOORKOIV et al., 2010), enquanto o ângulo de penação e a espessura muscular refletem o número de sarcômeros em paralelo (KANEHISA et al., 2002; KUBO et al., 2003; NARICI; MAFFULLI, 2010) e, parcialmente, o volume muscular (KUBO et al., 2003).

Alguns estudos têm demonstrado um conjunto de diferenças na arquitetura musculoesquelética entre jovens e idosos (NARICI et al., 2003; KUBO et al., 2003). Narici et al. (2003) observaram fascículos mais curtos (13,2%) e com menores ângulos de penação (25,3%) do gastrocnêmio de idosos em relação a adultos jovens. Kubo et al. (2003) reportam reduções da espessura do vasto lateral e gastrocnêmio medial, no entanto, não foram encontradas alterações no ângulo de penação do gastrocnêmio.

O treinamento resistido tem sido considerado como eficaz para atenuar e/ou reverter a redução da força e das adaptações morfológicas associadas ao aumento da idade (AAGAARD et al., 2001; BLAZEVIICH, GIORGI, 2001; KAWAKAMI et al., 1995; NARICI, 1999). Todavia, o treinamento resistido de alta intensidade tem sido reconhecido como próprio para promover aumentos na força, na área de secção transversa, na espessura, no comprimento e no ângulo de penação das fibras musculares em idosos (AAGAARD et al., 2001; KANEHISA et al., 2002; KUBO et al., 2003; HAZZEL et al., 2007; STEIB et al., 2010). Por outro lado, outros estudos que empregaram cargas leves e moderadas de treinamento também têm demonstrado importantes melhorias sobre a força e o equilíbrio, que são importantes componentes da funcionalidade de idosos (HORTOBAGY et al., 2001; ORR et al., 2006; LEE; YOON, 2009).

Reeves et al. (2009) reportam modificações na arquitetura muscular de idosos após 14 semanas de treinamento resistido convencional (concêntrico e excêntrico) e treinamento excêntrico com cargas de 80% de 5RM. Foram observados acréscimos de 20% no comprimento do fascículo do vasto lateral em resposta a exercícios excêntricos e 8% aos exercícios convencionais. Aumentos expressivos (35%) no ângulo de penação com exercícios convencionais e modestos (5%) em respostas a estímulos excêntricos também foram reportados. Além disso, aumentos de 12% na espessura foram encontrados independente do tipo de estímulo aplicado (excêntrico e concêntrico). Suetta et al. (2008), também identificaram aumentos no ângulo de penação (22%) e na espessura (14,8%) do músculo vasto lateral decorrente de um programa de 12 semanas de treinamento com cargas que tiveram variações de intensidade de 8RM a 20RM.

Programas de treinamento com baixas intensidades (leve e moderada) também tem sido reportados como efetivos para causarem alterações na arquitetura muscular (ALEGRE et al., 2005; LEE; YOON, 2009). Lee e Yoon (2009) aplicaram cargas de 50% da capacidade máxima por meio de eletroestimulação e obtiveram aumentos de 14% no ângulo de penação e acréscimos de 26% sobre a força máxima. Alegre et al. (2005) também reportaram aumentos de 6,9% na espessura do vasto lateral e de 10,3% no comprimento dos fascículos em resposta a um programa resistido de intensidade de 30% a 50% de 1RM. Holm et al. (2008) reportam aumentos médios de 2,6% na área de secção transversa do quadríceps

após treinamento resistido com cargas de 15,5% de 1RM. Portanto, parece que algumas atividades físicas que empregam baixas intensidades também podem ser efetivas para aumentar a função muscular e adaptações sobre a arquitetura muscular.

A dança é uma atividade física recomendada para a manutenção da destreza, tônus muscular e coordenação (SOFIANIDIS et al., 2009). Além de prover melhorias sobre conteúdo mineral ósseo, capacidade aeróbica, força muscular, resistência muscular, equilíbrio e velocidade da marcha quando comparados a idosos sedentários (UUSI-RASI et al., 1999; VERGHESE, 2006; ZHANG et al., 2008), os programas de dança reportam maior adesão a longo prazo do que programas de treinamento que envolvem exercícios resistidos (ex. treinamento com pesos) (KOVÁCOVÁ et al., 2011; BARRETO; SANCHEZ, 2011), especialmente quando elevadas cargas são aplicadas (ANESSI, 2004; BARRETO; SANCHEZ, 2011). Outros tem reportado maior interação dos idosos com a vida cotidiana por incentivar a diversão e o prazer (GUIMARÃES et al., 2003; KEOGH et al., 2009), promover interação social, melhorar a auto-estima e a auto-imagem, aumentar a capacidade de expressão e comunicação (CUNHA et al., 2008; FONSECA; GAMMA, 2011; KEOGH et al., 2012). Nesse sentido, as danças de salão podem ser importante e efetivo meio para manter as capacidades físicas de idosos.

Além de propiciar alterações cardiorrespiratórias (JUNGE, 2003) modificações nos parâmetros musculoesqueléticos também são esperadas, visto as constantes mudanças de posição que ocorrem pelos deslocamentos impostos durante as danças de salão (ZHANG et al., 2008; WU et al., 2011). Portanto, tais estímulos podem prover importante melhoria na função muscular (SHIGEMATSU et al., 2002; MCKINLEY et al., 2008; HACKNEY, EARHART, 2009; KEOGH et al., 2012) e especialmente na arquitetura muscular que permitam impedir ou minimizar os efeitos deletérios do envelhecimento. Em adição, idosos com menores desempenho na força muscular podem apresentar maiores benefícios do que aqueles com maiores desempenhos em função da maior adaptação que pode ocorrer em indivíduos menos condicionados.

Estudos que tenham determinado mudanças sobre a arquitetura muscular em decorrência a um programa de dança, não são conhecidos. Portanto, o presente

estudo visou determinar os efeitos de um programa de danças de salão sobre parâmetros da arquitetura muscular em mulheres idosas. Além disso, o estudo também buscou comparar as adaptações morfológicas em idosas com maiores e menores desempenhos na força muscular.

3.2 OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi analisar os efeitos de um programa de danças de salão nos parâmetros da arquitetura muscular em idosas.

3.2.1 Objetivos específicos

- Descrever as modificações ocasionadas por um programa de danças de salão sobre os parâmetros morfológicos musculares de idosas quanto ao ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura do músculo vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e do gastrocnêmio medial.

- Comparar as adaptações morfológicas em idosas com diferentes desempenhos de força muscular (maior e menor desempenho, respectivamente).

3.3 HIPÓTESES

As seguintes hipóteses foram testadas:

H₁ – O programa de danças de salão promoverá alterações nos parâmetros morfológicos musculares (ângulo de penação, comprimento do fascículo e espessura) em ambos os grupos experimentais.

H₂ - Os ganhos encontrados nos parâmetros morfológicos musculares de idosas com maior desempenho muscular será menor do que aquele apresentado pelas idosas com menores desempenhos musculares.

3.4 MÉTODO

3.4.1 Procedimentos Experimentais

As participantes foram recrutadas por meio da divulgação do projeto à comunidade próxima à Universidade Positivo por meio de cartazes no centro comunitário do bairro e na clínica de fisioterapia da instituição. As interessadas participaram de uma reunião preliminar na qual foram informadas sobre os objetivos do estudo. Para participar do estudo, as interessadas deveriam atender aos seguintes critérios de inclusão: idade mínima de 60 anos, que não utilizassem dispositivos de auxílio de locomoção para a realização de suas atividades diárias, sem histórico recente (>12 meses) de fraturas, cirurgias articulares, lombalgias, labirintites ou qualquer outro tipo de problema clínico que pudesse interferir no desempenho de suas atividades diárias e não estar participando de qualquer tipo de programa sistematizado de atividade física durante os seis meses anteriores à aquisição dos dados (Figura 3.1).

Após terem sido informadas sobre os objetivos do estudo e da aplicação dos critérios de inclusão/exclusão, 52 voluntárias da comunidade demonstraram interesse em participar, destas 5 foram excluídas por não atenderem aos critérios de inclusão. Todas as informações sobre os procedimentos e objetivos foram apresentadas as voluntárias que assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (APÊNDICE 1), o qual foi aprovado pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade Positivo (protocolo 175/2011, CAAE 0157.0.094.000-11) (ANEXO 1). Após este procedimento, as participantes passaram por uma avaliação clínica pré-participação e responderam ao Questionário Internacional de Atividade Física versão 8, forma longa, semana usual adaptado para idosos (BENEDETTI; ZARPELLON; BARROS, 2004) (ANEXO 2). Assim, as participantes foram classificadas em muito ativas (MA; ≥ 150 minutos semanais), ativas (A; 11 a 149 minutos semanais) e insuficientemente ativas (IA < 10 minutos semanais). A avaliação clínica não detectou fatores associados que impedissem que as participantes realizassem as atividades físicas envolvidas no projeto. O Mini Exame do Estado Mental (MEEM) foi administrado para avaliar o nível cognitivo das participantes em itens relacionados à orientação, capacidade de registro, atenção, cálculo, recordação e linguagem (FOLSTEIN et al., 1975), com o intuito de

assegurar que não houvesse interferência do cognitivo no desempenho dos testes avaliativos e na memorização das coreografias. Os valores iniciais das participantes foram em média 25 pontos, a pontuação máxima é 30, e abaixo de 24 pontos são indicativos de disfunção cognitiva (BASTONE, FILHO, 2004) (ANEXO 3).

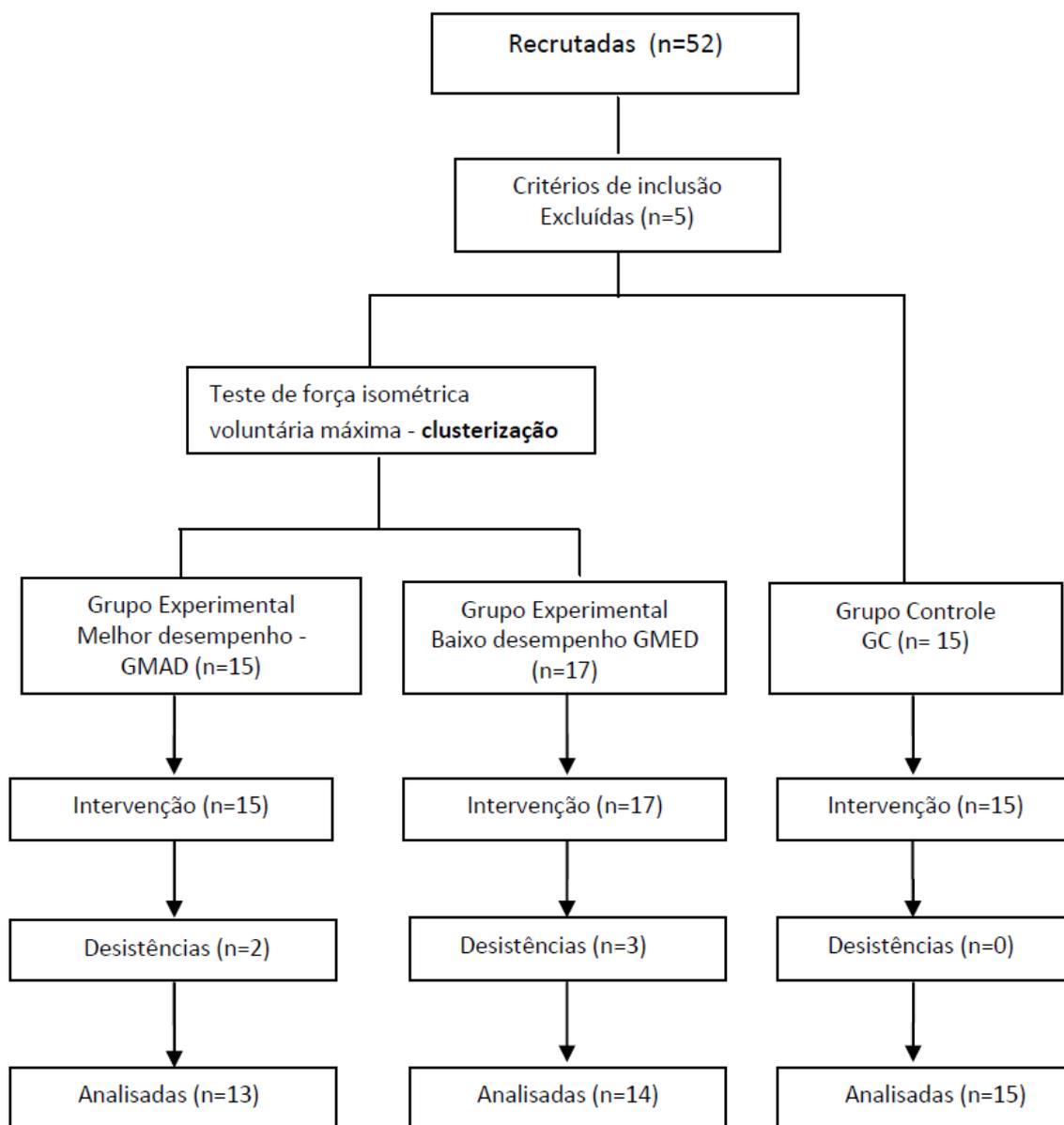


FIGURA 3.1– Diagrama de fluxo do recrutamento das participantes, acompanhamento e composição dos grupos

Em seguida, as participantes realizaram duas sessões de familiarização e duas de avaliação da força isométrica máxima (pico e taxa de desenvolvimento de torque) dos músculos extensores do quadril, do joelho e do tornozelo do membro

inferior preferido (BENTO et al., 2010), respeitando um intervalo de 48 horas entre as sessões avaliativas, na clínica de fisioterapia da Universidade Positivo. Quinze participantes desistiram da participação do programa de danças de salão por motivos pessoais ou por não se adequarem aos horários das aulas e foram alocadas por conveniência para o grupo controle (GC). As participantes do GC foram avaliadas por meio dos mesmos procedimentos aplicados aos grupos experimentais e foram orientadas a não aderir a programas sistematizados de atividade física, além de não aumentarem suas atividades físicas habituais durante o período do estudo. Para fins de controle, ao final do estudo, as participantes do GC foram questionadas sobre a participação em programas de atividade física e convidadas a participar de aulas de dança de salão pelo mesmo período de treinamento após a conclusão do período de intervenção dos grupos experimentais. No entanto, não concordaram em participar por dificuldade de adequação aos horários das aulas de dança.

Para a composição dos grupos experimentais (n=32), as participantes foram classificadas pelo pico de torque dos músculos extensores dos membros inferiores (extensores do quadril, joelho e plantiflexores) através do algoritmo de Cluster k-Means. O método k-Means Clustering encontra a "fração" ideal de um número de objetos para a divisão em k clusters e permite produzir diferentes agrupamentos com o objetivo de diminuir a variabilidade intra clusters e aumentar a variabilidade inter clusters (STATISTICA Electronic Manual - StatSoft, USA). Assim, foram obtidos dois grupos (com maior desempenho, GMAD, n=15; com menor desempenho, GMED, n=17) que foram submetidos ao programa de danças. A escolha dos grupos musculares para a clusterização deu-se pelo papel que desempenham em movimentos que exigem a força excêntrica e concêntrica durante atividades rotineiras como levantar de uma cadeira, subir e descer escadas e durante a locomoção.

Além dos critérios clínicos para a inclusão/exclusão das participantes, foram consideradas para efeitos de análise aquelas que obtiveram uma frequência acima de 85% e que não tiveram mais que duas faltas consecutivas. Durante o período de intervenção, 2 participantes do GMAD desistiram do programa de danças por problemas pessoais, 2 do grupo GMED não foram consideradas para análise porque ultrapassaram o limite de faltas e 1 por motivo de doença. Ao final foram analisadas

13 participantes do GMAD, 14 do GMED e 15 do GC. As participantes do GC foram convidadas a participar de aulas de dança de salão pelo mesmo período de treinamento após a conclusão do período de intervenção dos grupos experimentais.

3.4.2 Avaliação do pico de torque em contração isométrica voluntária máxima (CIVM).

O pico de torque foi mensurado durante contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do membro inferior preferido (BENTO et al., 2010), por um sistema de medição de forças, célula de carga (Kratos, Modelo CZC500), com capacidade de 500 Kgf e resolução de 0.1 Kg fixa a um conjunto de cabos de aço ligados ao segmento avaliado por meio de uma tira de velcro. Os valores da força foram transmitidos para uma placa conversora A/D (National Instruments, modelo NI USB 6218), coletados com uma frequência de 1 KHz por meio de um software específico (Labview Signal Express 3.0) e armazenados para posterior análise.

As participantes foram posicionadas em decúbito dorsal sobre uma maca para a avaliação dos extensores do quadril e tornozelo, em decúbito ventral para os extensores do joelho. Em todas as posições testadas, um ângulo de aproximadamente 90° entre o segmento corporal e o cabo da célula de carga foi preservado. A cada posicionamento cintos de velcro foram fixados na região inferior do abdômen ou na região proximal da coxa a fim de evitar movimentos compensatórios que pudessem interferir na realização dos testes. Um avaliador auxiliou na manutenção da tensão do cabo de aço e outro na estabilização da participante durante cada teste. A representação esquemática da realização dos testes encontra-se na Figura 3.2.

As participantes foram orientadas a realizar uma contração isométrica máxima de forma rápida e com força máxima, com manutenção de aproximadamente três segundos. Foram realizadas no mínimo três repetições de cada movimento e no máximo cinco com intervalo de um minuto entre cada tentativa, sendo a variabilidade de 10% entre as medidas, o maior valor foi utilizado para análise. O pico de torque foi calculado pelo produto da força pico pela distância perpendicular entre a célula

de carga e o centro articular. Para o processamento dos dados da taxa de desenvolvimento de torque foram desprezados 10% dos valores mínimos e 10% dos valores superiores da curva obtida (PERSCH *et al.*, 2009; BENTO *et al.*, 2010). Foi utilizada uma rotina específica (Matlab 2007, MathWorks Inc., USA) para o cálculo.

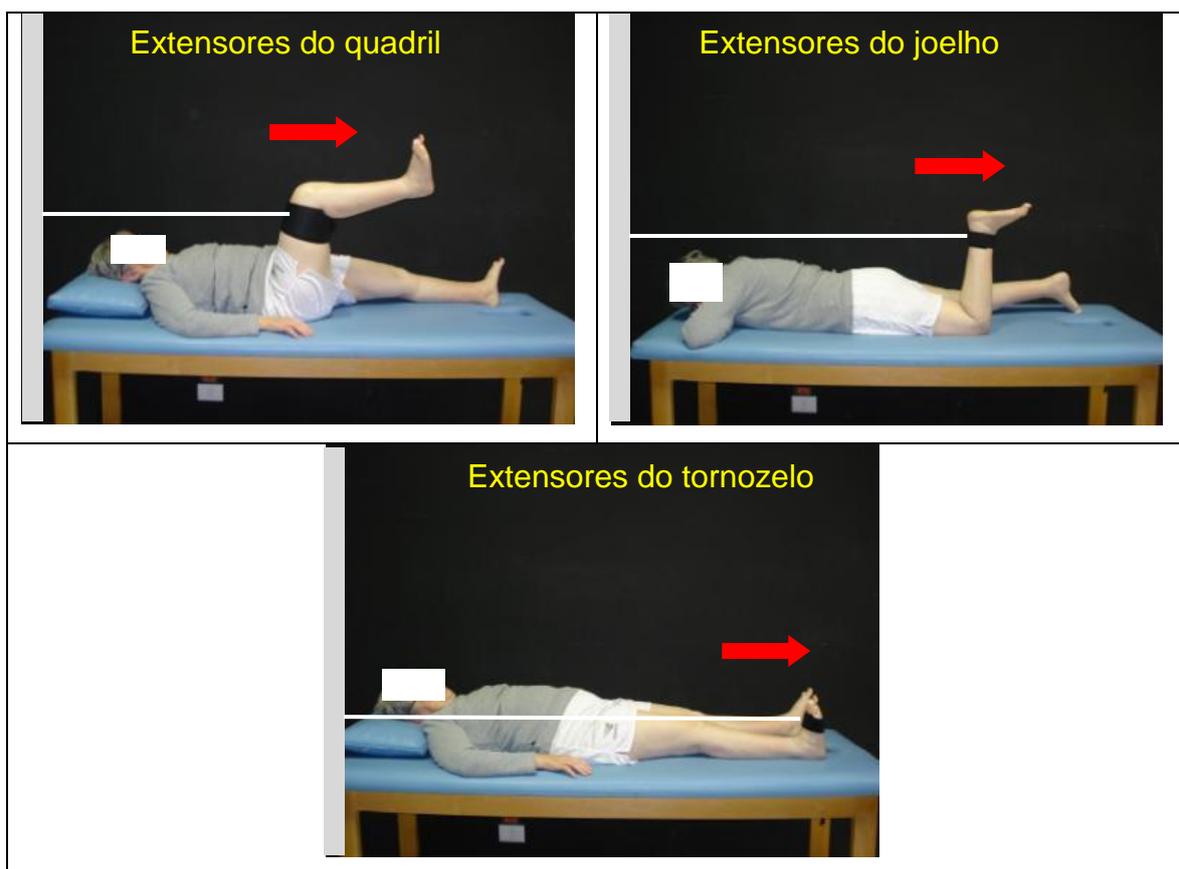


FIGURA 3.2 – Representação esquemática da realização dos testes de força dos músculos extensores do quadril, do joelho e do tornozelo.

Para determinar os efeitos do programa de oito semanas de danças de salão sobre a arquitetura muscular, os grupos foram submetidos a uma única sessão de avaliação, realizada na Clínica de Fisioterapia da Universidade Positivo. A primeira sessão de testes foi realizada uma semana antes do início do programa de dança (pré-teste) e ao final das oito semanas de intervenção (pós-teste).

A Tabela 3.1 indica as características físicas e nível de atividade física dos participantes.

TABELA 3.1 Características médias (\pm desvio padrão) iniciais das participantes dos grupos GMAD (maior desempenho), GMED (menor desempenho) e do GC (controle).

Grupo	Idade (anos)	Massa (kg)	Estatura (cm)	Nível AF (%)	Torque (N.m)
GMAD (n=13)	66,6 (\pm 4,4)	75,8 (\pm 16,1)	162,3 (\pm 4,1)	MA (20,0) A (53,0) IA (27,0)	162,3 (\pm 4,1)
GMED (n=14)	75,5 (\pm 10,6)	65,6 (\pm 14,9)	157,7 (\pm 7,1)	MA (8,0) A (67,0) IA (25,0)	81,9 (\pm 20,2)*
GC (n=15)	69,5 (\pm 7,1)	68,9 (\pm 12,4)	158,4 (\pm 4,5)	MA (13,0) A (60,0) IA (27,0)	128,8 (\pm 32,3)*

MA - muito ativas; A - ativas e IA - insuficientemente ativas

*Média da soma do torque máximo dos extensores do quadril, joelho e tornozelo.

3.4.3 Avaliação dos Parâmetros Morfológicos – Arquitetura Muscular

A avaliação da arquitetura muscular do músculo vasto lateral direito, tibial anterior direito, bíceps femoral direito e gastrocnêmio medial direito, foram realizadas por ultrassonografia (General Electric®, modelo Logiq Book XP), com transdutor multifrequencial de 11 MHz de alta resolução (Figura 3.3). As imagens foram coletadas pela pesquisadora que recebeu treinamento por profissional médico especialista em exames de imagem.



FIGURA 3.3 – Ultrassom General Electric®, modelo Logiq Book XP.

A participante foi posicionada em decúbito dorsal para as medidas dos músculos vasto lateral e tibial anterior. Para o músculo vasto lateral os membros inferiores permaneceram estendidos e com os joelhos flexionados a 10° , e a posição mantida ao longo do teste com o auxílio de um rolo de espuma posicionado na linha da fossa poplítea (MAIRETA et al., 2006). As medidas foram tomadas no terço médio da coxa, tomando-se o trocânter maior do fêmur e linha articular do joelho como referência. Para o músculo tibial anterior, o posicionamento adotado foi com os membros inferiores estendidos, tornozelo em posição neutra (110°) mantida por um avaliador e as medidas tomadas a 40% da distância entre a linha articular do joelho e o maléolo lateral (ODA et al., 2007). Os músculos bíceps femoral e gastrocnêmio medial foram avaliados com a participante posicionada em decúbito ventral, os joelhos estendidos e pés para fora da maca, posição relaxada. As medidas foram tomadas no terço médio da coxa, tomando-se o trocânter maior do fêmur e linha articular do joelho como referência. Para o gastrocnêmio medial, a articulação do tornozelo em posição neutra (110°), mantida por um avaliador, este ângulo corresponde ao repouso espontâneo da articulação tibiotalar (NARICI et al., 2003), a medida foi tomada a partir de 30% da distância entre a linha articular do joelho e o maléolo medial. A fim de padronizar e controlar a angulação articular, um goniômetro manual (Carcí®) foi utilizado em todos os posicionamentos e mantido por um segundo avaliador treinado (Figura 3.4).

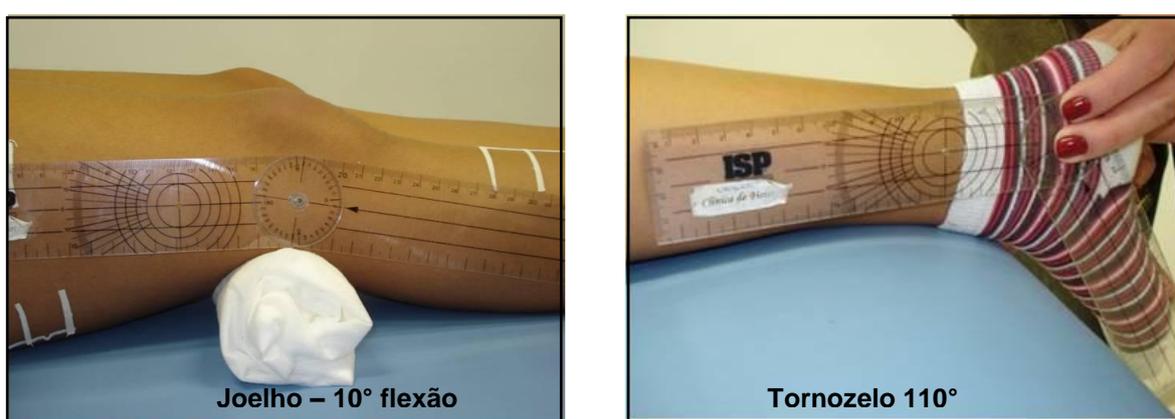


FIGURA 3.4 – Representação da angulação da articulação do joelho e do tornozelo.

Para garantir que as medidas pudessem ser realizadas da mesma forma (pré e pós), uma fita adesiva guia com 0,5cm de largura e 10,0cm de comprimento foi fixada longitudinalmente a pele. Perpendicularmente à fita adesiva longitudinal, um

conjunto de 4 fitas de 0,3cm de largura e 3,0cm de comprimento foram fixadas a fim de permitir o agrupamento das imagens a cada tomada ao longo do músculo (KUBO et al., 2001) (Figura 3.5).

As imagens foram coletadas em tempo real com um transdutor linear de 11 MHz, de 5cm de comprimento por 2cm de largura, posicionado perpendicularmente à superfície do ventre muscular, sendo a imagem no sentido longitudinal das fibras musculares (Figura 3.3). Foram coletadas quatro imagens do músculo em repouso. As sombras deixadas pela fita adesiva permitiram reagrupar as imagens em um programa de gerenciamento de imagens (Corel Draw X5®).

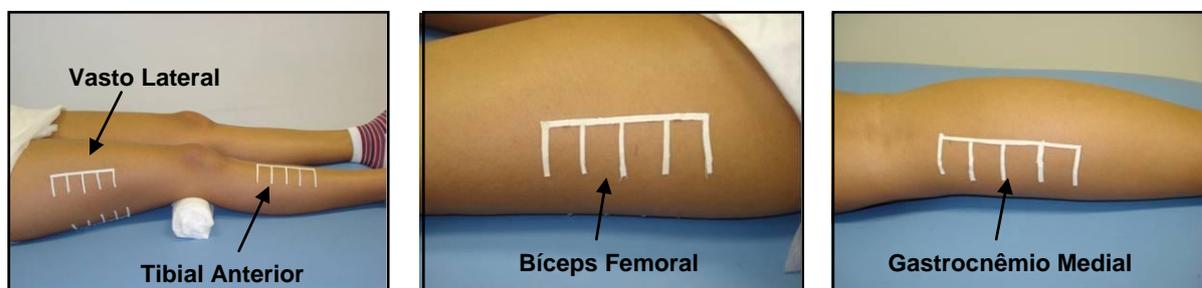


FIGURA 3.5 – Representação do posicionamento da fita adesiva.

A espessura foi definida como a distância entre aponeurose superior e inferior profunda do músculo (ALEGRE et al., 2006). O ângulo de penação foi definido como o ângulo entre a direção das fibras musculares e a linha de geração de força de um músculo, enquanto o comprimento do fascículo foi definido como o comprimento da linha fascicular entre as inserções do mesmo na aponeurose inferior e superior profunda (KUBO et al, 2003; MAIRET et al., 2006) (Figura 3.6).

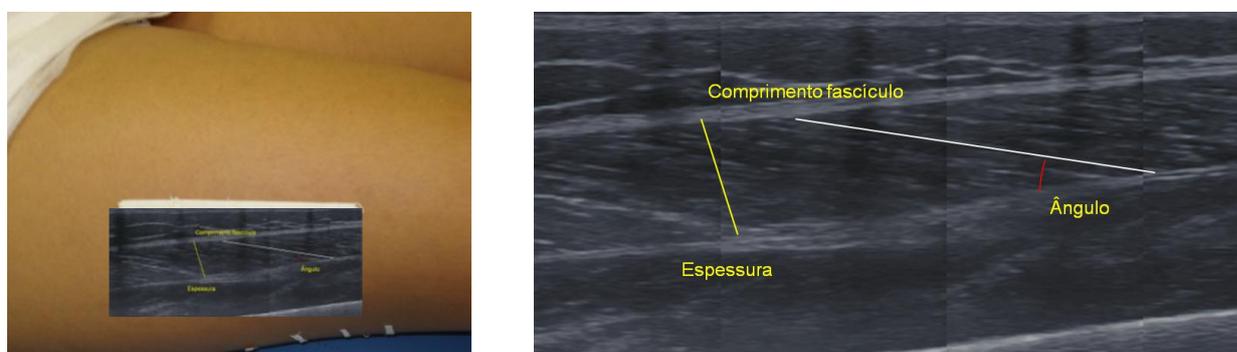


FIGURA 3.6 – Representação do agrupamento das imagens do músculo vasto lateral para a determinação do comprimento do fascículo, ângulo de penação e espessura.

Um estudo piloto realizado pela mesma avaliadora, com amostra composta por 10 participantes, sendo que foram realizadas 3 medidas dos músculos vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e gastrocnêmio medial, em 3 dias diferentes com intervalo de 2 dias entre as medidas, revelou que o método empregado possui boa reprodutibilidade sobre as medidas de comprimento, ângulo de penação e espessura muscular. Em média, o comprimento variou 0,72%, o ângulo de penação 0,5% e a espessura 0,6% (Apêndice 2). Para o cálculo do Índice de Correlação Intraclasse (ICC) foi utilizado o programa StatsToDo. Os valores dos coeficientes de correlação intraclasse encontram-se descritos na Tabela 3.2.

TABELA 3.2 - Coeficientes de correlação intraclasse (ICC) para os músculos analisados para as variáveis de comprimento, ângulo de penação e espessura muscular

	Comprimento	Ângulo Penação	Espessura
Tibial anterior	0,994	0,977	0,966
Gastrocnêmio	0,998	0,970	0,991
Biceps Femoral	0,996	0,963	0,994
Vasto Lateral	0,996	0,967	0,994

3.4.4 Programa de Intervenção

O programa de intervenção foi realizado na sala de dança do Centro Esportivo da Universidade Positivo para os grupos experimentais (GMAD e GMED). As sessões foram ministradas por profissional qualificado de educação física, com formação específica para danças de salão. As sessões foram realizadas com uma intensidade entre 60 e 70% da frequência cardíaca máxima (FCM) com um índice de percepção de esforço entre 12-16 na escala de Borg (6-20) (ANEXO 4), controlado por um avaliador devidamente treinado, em todas as aulas, de acordo com as recomendações do American College of Sports Medicine (ACSM, 2009). A organização das aulas está apresentada no Quadro 3.1.

QUADRO 3.1 - Programa de dança

Semanas	Aquecimento	Dança	Relaxamento
1	10x movimentos articulares de baixa intensidade para a coluna cervical, membros superiores e inferiores.	Forró - Familiarização com o ritmo; - Deslocamentos 2x2 anteroposterior e médio lateral;	Exercícios de relaxamento para a coluna vertebral, membros superiores e inferiores.
2	10x movimentos articulares de baixa intensidade para a coluna cervical, membros superiores e inferiores.	Forró - Deslocamentos 2x2 anteroposterior e médio lateral; - meios giros - giros completos	Exercícios de relaxamento para a coluna vertebral, membros superiores e inferiores.
3-4	10x movimentos articulares de baixa intensidade para a coluna cervical, membros superiores e inferiores.	Sertanejo - Familiarização com o ritmo; - Deslocamentos 2x2 anteroposterior e médio lateral - meios giros - giros completos.	Exercícios de relaxamento para a coluna vertebral, membros superiores e inferiores.
5-6	10x movimentos articulares de baixa intensidade para a coluna cervical, membros superiores e inferiores.	Bolero - Familiarização com o ritmo; - Deslocamentos 4x4 anteroposterior e médio lateral - meios giros - giros completos.	Exercícios de relaxamento para a coluna vertebral, membros superiores e inferiores.
7-8	10x movimentos articulares de baixa intensidade para a coluna cervical, membros superiores e inferiores.	Valsa - Familiarização com o ritmo; - Deslocamentos 1x1 anteroposterior e médio lateral - meios giros - giros completos.	Exercícios de relaxamento para a coluna vertebral, membros superiores e inferiores.

O programa foi composto pelos passos básicos do Bolero (100 Batimentos por minuto - BPM), Forró (120 BPM), Valsa (60 BPM) e música Sertaneja (128 BPM). As aulas foram padronizadas, a seleção dos ritmos e a sequência das aulas elaboradas o mais próximo da realidade praticada nas academias de dança, sendo que cada um dos ritmos foi ministrado durante duas semanas. As aulas tiveram uma

frequência de 3 sessões semanais, com duração de 60 minutos. As sessões foram compostas por um período de 10 minutos de aquecimento formado por exercícios generalizados de baixa intensidade, 40 minutos de exercícios específicos do ritmo escolhido, os passos compreenderam deslocamentos 2x2 e transferências de apoio no sentido anteroposterior, médio lateral, meios giros e giros de 360°. Finalmente, os últimos 10 minutos foram destinados a atividades de relaxamento. A percepção do esforço relatado durante as aulas de acordo com a escala de Borg foi em média entre 11 (relativamente fácil) e 13 (ligeiramente cansativo).

3.4.5 Análise Estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para confirmar a normalidade e homogeneidade dos dados. Uma análise de variância com um fator (ANOVA *one-way*) foi utilizada para comparar os grupos em relação aos dados iniciais (pré-treinamento). Nas variáveis que não apresentaram diferenças no pré-treinamento, um número de análises de variância (ANOVA *two-way*) foi aplicado para testar as diferenças entre os grupos experimentais e o grupo controle e a evolução dos parâmetros ao longo das medidas (PRÉ e PÓS). Nas variáveis em que foram detectadas diferenças no pré-treinamento, uma análise de covariância foi utilizada (ANCOVA) considerando os dados iniciais como covariáveis. Quando diferenças foram encontradas o teste de Fischer foi aplicado para determinar onde estas ocorreram. Os testes estatísticos tiveram nível de significância de $p < 0.05$ e foram aplicados do software *Statística* (versão 7.0, StatSoft, USA).

3.5 RESULTADOS

3.5.1 Características iniciais dos participantes

A idade foi semelhante entre os grupos GMAD e GC ($p > 0,05$) e diferente em relação ao GMED, que era ligeiramente mais velho do que os demais grupos ($p < 0,05$). A estatura e massa corporal foram semelhantes entre todos os grupos

($p > 0,05$). A classificação do nível de atividade física inicial apresentou a seguinte distribuição: Muito ativas (13,9%); Ativas (59,9%); Insuficientemente ativas (26,2%). Destaca-se que os grupos possuem uma distribuição equilibrada quando consideradas as frequências acumuladas de idosos Muito Ativos (MA) e Ativos (A).

3.5.2 Comprimento do fascículo.

O comprimento do fascículo do vasto lateral, bíceps femoral e gastrocnêmio medial antes do período de treinamento (PRE) foi similar entre os grupos ($p > 0,05$), e diferiu entre os grupos para o músculo tibial anterior entre o GMAD e GC ($p < 0,05$).

Foram encontrados aumentos no comprimento do fascículo após o período de treinamento no GMAD e GMED para o músculo vasto lateral (9% e 10%, $p < 0,05$), tibial anterior (11% e 12%, $p < 0,05$), bíceps femoral (11% e 10%, $p < 0,05$) e gastrocnêmio medial (12% e 9%, $p < 0,05$). Os ganhos do GMAD e GMED foram equivalentes ($p > 0,05$) para todos os músculos, não houve interação entre o GMAD e GMED, no entanto, foram suficientes para diferenciá-los do GC ($p < 0,05$). O GC não apresentou alterações ao longo do estudo em nenhum dos grupos musculares analisados ($p > 0,05$). O comprimento do fascículo dos músculos vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e gastrocnêmio medial antes e após o treinamento (PRÉ-PÓS) dos grupos GMAD, GMED e GC, encontram-se na Figura 3.7.

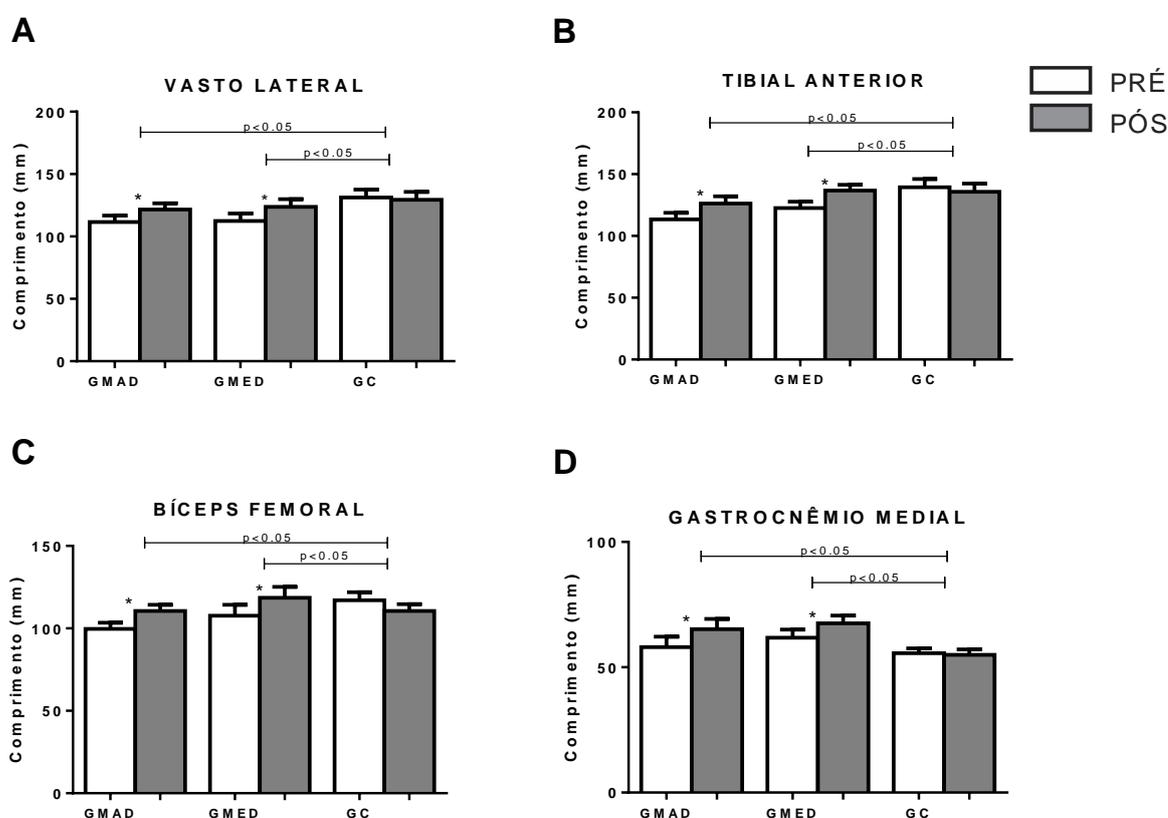


FIGURA 3.7 - Comprimento do fascículo (média± desvio padrão) do grupo de maior desempenho (GMAD), de menor desempenho (GMED) e controle (GC) antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de intervenção. * Diferenças significativas entre pré e pós-teste ($p < 0,05$). As linhas horizontais indicam onde as interações ocorreram.

3.5.3 Ângulo de penação

Os valores iniciais do ângulo de penação (PRÉ) foram similares entre os grupos para todos os músculos analisados ($p > 0,05$).

O ângulo de penação nos grupos GMAD e GMED apresentou aumentos após o período de intervenção dos músculos vasto lateral (18% e 20%, $p < 0,05$), tibial anterior (16% e 28%, $p < 0,05$), bíceps femoral (17% e 24%, $p < 0,05$) e gastrocnêmio medial (16% e 16%, $p < 0,05$). O GC não apresentou alterações ao longo do estudo em nenhum dos grupos musculares analisados ($p > 0,05$). Os ganhos encontrados nos grupos experimentais (GMAD e GMED) foram maiores do que os encontrados no GC em todos os músculos testados ($p < 0,05$), porém, não foram encontradas

diferenças entre os grupos experimentais ($p > 0,05$; GMAD e GMED), exceto para o tibial anterior ($p < 0,05$). A Figura 3.8 apresenta o ângulo de penação antes (PRÉ) e após (PÓS) dos grupos GMAD, GMED e GC, dos músculos vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e gastrocnêmio medial.

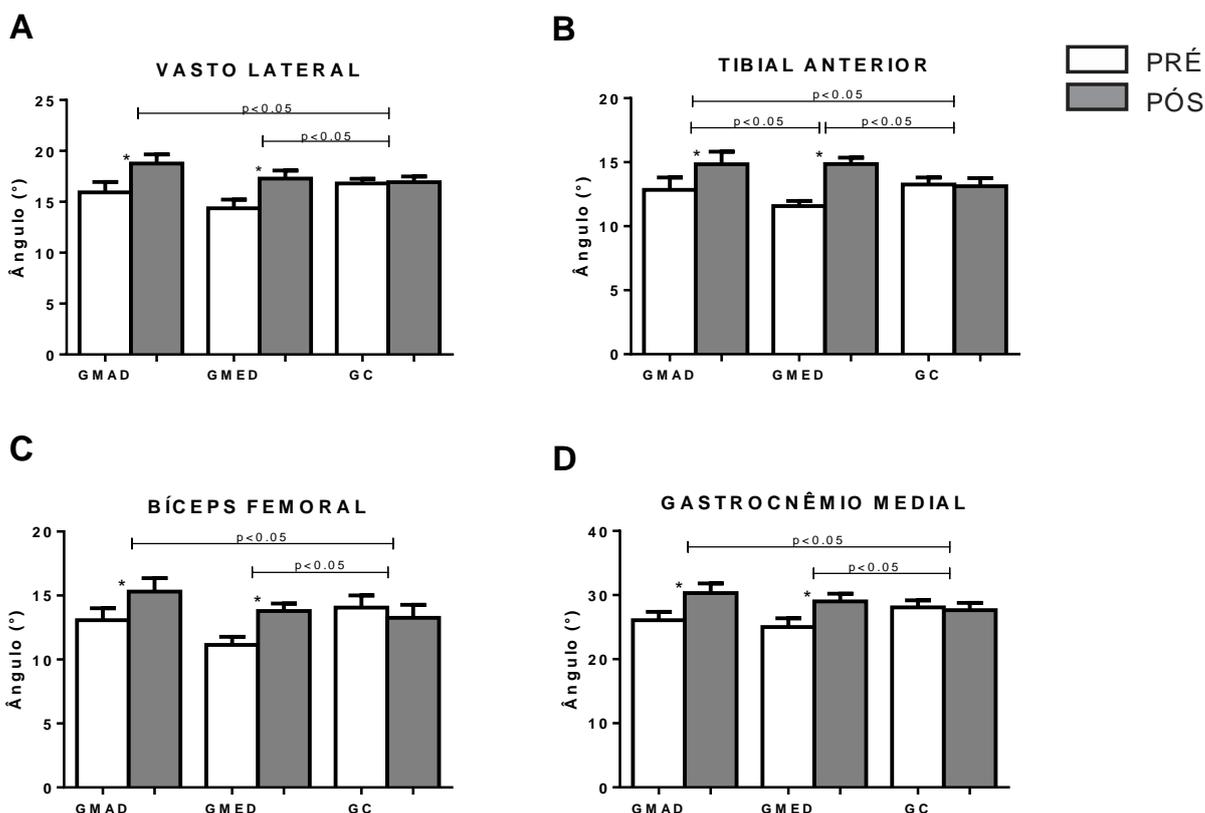


FIGURA 3.8 - Ângulo de penação (média \pm desvio padrão) dos grupos experimentais maior desempenho (GMAD) e menor desempenho (GMED) e grupo controle (GC) pré e pós-intervenção. * Diferenças significativas entre pré e pós-teste ($p < 0,05$). As linhas horizontais indicam onde as interações ocorreram.

3.5.4 Espessura Muscular

Os valores iniciais da espessura muscular (PRÉ) foram similares entre os grupos para os músculos vasto lateral, tibial anterior e bíceps femoral ($p > 0,05$) e diferente para o músculo gastrocnêmio medial entre o GMED e GC ($p < 0,05$).

Foram encontrados aumentos na espessura muscular nos grupos GMAD e GMED do músculo vasto lateral (18% e 13%, $p < 0,05$), tibial anterior (18% e 15%, $p < 0,05$), bíceps femoral (21% e 17%, $p < 0,05$) e gastrocnêmio medial (14% e 15%,

$p < 0,05$). Os ganhos encontrados nos grupos experimentais (GMAD e GMED) foram maiores do que os encontrados no GC em todos os músculos testados ($p < 0,05$). Não foram encontradas diferenças entre os grupos experimentais ($p > 0,05$; GMAD e GMED). Interações entre os grupos experimentais GMAD e GMED e o GC aconteceram em todos os músculos avaliados (GC; $p > 0,05$). O GC não apresentou alterações ao longo do estudo dos grupos musculares analisados ($p > 0,05$). Na Figura 3.9 estão apresentados os valores da espessura dos grupos GMAD, GMED e GC, dos músculos vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e gastrocnêmio medial antes (PRÉ) e após (PÓS) o período de intervenção.

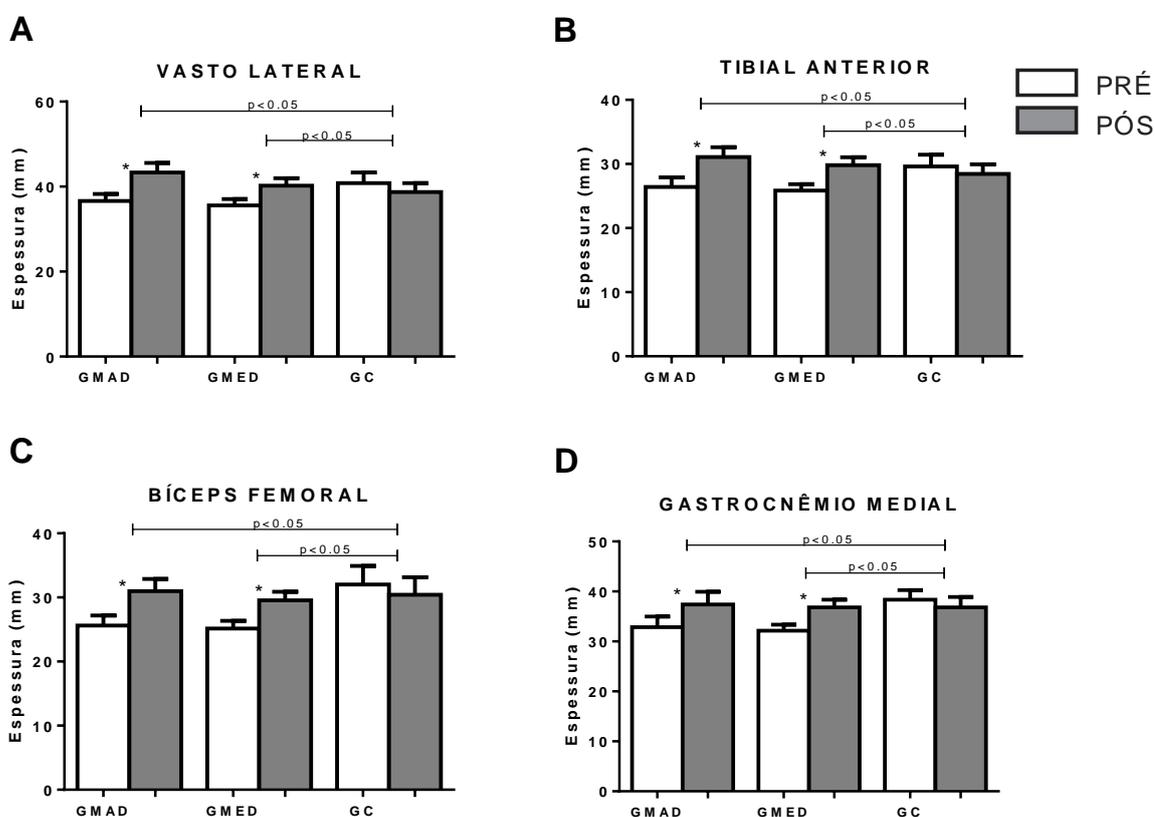


FIGURA 3.9 - Espessura muscular (média \pm desvio padrão) para os grupos experimental maior desempenho (GMAD), experimental menor desempenho (GMED) e controle (GC) pré e pós-intervenção. * Diferenças significativas entre pré e pós-teste ($p < 0,05$). As linhas horizontais indicam onde as interações ocorreram.

3.6 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo analisar os efeitos de um programa de danças de salão na arquitetura muscular em idosas. Os resultados mostraram que

um período de intervenção de oito semanas foi suficiente para promover adaptações na arquitetura muscular, com aumento no comprimento do fascículo, no ângulo de penação e na espessura dos músculos vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e gastrocnêmio medial. Tais resultados são relevantes, pois evidenciam que atividades físicas de intensidade leve e moderada podem causar modificações importantes no tecido muscular.

O comprimento das fibras do músculo esquelético é um importante determinante das suas propriedades contráteis, pois fibras mais longas tendem a ser relacionadas com maiores velocidades de encurtamento (ALEGRE et al., 2006; MAIRET et al., 2006; AAGAARD et al., 2007; NARICI; MAGANARIS, 2007). Elevadas velocidades de encurtamento são relevantes para idosos, visto que podem possibilitar respostas mais rápidas e permitir recuperação do controle postural frente à distúrbios que podem levar à quedas (ex. tropeços), ainda que tais efeitos não tenham sido precisamente determinados na literatura. Portanto, os aumentos no comprimento dos fascículos musculares observados após 8 semanas de treinamento com danças de salão podem ser considerados importantes adaptações musculares.

Os resultados demonstram que exercícios de intensidade leve/moderada promoveram adaptações no comprimento do fascículo similares aquelas encontradas em programas que envolveram cargas de alta intensidade (80% de 1RM; REEVES et al., 2004; 2009) aplicadas durante contrações concêntricas. Por outro lado, os ganhos observados no comprimento do vasto lateral são menores do que aqueles reportados por estudos que envolveram contrações excêntricas (20% - REEVES et al., 2009; 34% - POTIER et al., 2011). Os ganhos no comprimento do fascículo do vasto lateral foram ligeiramente maiores do que aqueles derivados de programas de intensidade moderada (10,3% - ALEGRE et al., 2006, intensidade de 50 a 60% de 1RM). Talvez, os ganhos obtidos com o programa de danças possam ser explicados pelo elevado número de contrações excêntricas que são demandadas para efetuar mudanças de direção e giros requeridas durante as coreografias. De fato, contrações excêntricas parecem produzir maiores adaptações no tecido musculoesquelético do que contrações concêntricas ou isométricas (SCHOENFELD, 2010).

As adaptações musculares ao exercício excêntrico, parecem estar associadas a fatores como a maior ocorrência de danos ao tecido muscular e ao elevado grau de tensão imposto sobre as fibras musculares ativas (KLOSSNER et al., 2007; PANCHANGAM et al., 2008). A ruptura dos miofilamentos de sarcômeros individuais ou de pequenos grupos de sarcômeros resultam na adição de sarcômeros em série (sarcomerogênese) em função do processo de regeneração que ocorre nas miofibrilas (PROSKE; MORGAN, 2001; PANCHANGAM et al., 2008; PHILIPPOU et al., 2009). Diferentes adaptações estruturais no músculo têm sido demonstradas em modelos animais. O aumento de sarcômeros em série foi observado somente em resposta a contrações excêntricas, enquanto respostas contrárias (redução do comprimento dos sarcômeros) têm sido reportadas após estímulos que envolvem contrações concêntricas (LYNN; MORGAN, 1994; LYNN et al., 1998; KOH; HERZOG, 1998; BUTTERFIELD; LEONARD; HERZOG, 2005). Assim, os resultados mais expressivos sobre o comprimento dos fascículos do vasto lateral reportados em outros estudos (REEVES et al., 2009 e PORTIER et al., 2009) podem ser explicados pela maior intensidade dos estímulos excêntricos que foram obtidos com resistências variáveis. Por outro lado, exercícios de intensidade leve/moderada parecem causar menor lesão tecidual e ainda assim causar importantes adaptações musculares em idosos.

O ângulo de penação e a espessura são importantes determinantes da capacidade de produzir elevados níveis de força. Os aumentos do ângulo de penação e da espessura relacionam-se a incrementos na quantidade de material contrátil que reflete maior número de sarcômeros em paralelo, os quais conduzem a uma maior capacidade de produzir de força (DEGENS et al., 2009, REEVES et al., 2009; ERSKINE et al., 2010). Aumentos sobre a capacidade de geração de força podem prover importantes melhorias na realização de atividades cotidianas e na redução do risco de quedas (PERSCH et al., 2009).

Os resultados do presente estudo demonstram aumentos no ângulo de penação e na espessura de todos os músculos analisados e indicam a presença de respostas hipertróficas. Nesse sentido, a hipertrofia não implica apenas na modificação do ângulo de penação, mas também na espessura tecidual (ALEGRE et al., 2006). Embora a espessura muscular forneça uma indicação relativamente local

de alterações teciduais, ela tem sido considerada como um bom preditor de volume muscular (MIYATANI et al., 2002; 2004; REEVES et al., 2009). Assim, os achados reforçam os argumentos de que estímulos de intensidade leve e moderada podem causar respostas hipertróficas importantes.

Os incrementos do ângulo de penação do vasto lateral (19% em média) são maiores do que aqueles reportados por Alegre et al. (2006) (10,5% com intensidades de 50 a 60% de 1RM), no entanto, são similares a estudos que empregaram estímulos de altas intensidades (17,9%, com cargas de 50%, 70% e 90% de 1RM, BLAZEVICZ et al., 2007). Por outro lado, os incrementos no ângulo de penação são menores do que os 35% reportados por Reeves et al. (2009). As altas cargas aplicadas por Reeves et al. (2009) (intensidade 80% de 1RM) e a associação de ações concêntricas e excêntricas impostas durante o treinamento resistido convencional podem explicar tais diferenças. Curiosamente, Reeves et al. (2009) reportaram aumentos de 5% do ângulo de penação do vasto lateral quando as contrações excêntricas foram priorizadas (intensidade de 80% de 1RM). Os incrementos obtidos no ângulo de penação do gastrocnêmio medial foram maiores do que os reportados por Lee e Yoon (2009) que detectaram incrementos de 14% após 10 semanas de treinamento isométrico com eletroestimulação. A menor intensidade (50% de 1RM) obtida a partir de estímulos elétricos (LEE; YOON, 2009) podem explicar as menores adaptações. tais diferenças.

A adição de sarcômeros em paralelo determina alterações no ângulo de penação e espessura muscular e parece estar ligado ao grau de sobrecarga imposta ao músculo durante treinamentos de resistência (SCHOENFELD, 2010). A sobrecarga provoca perturbações na matriz extracelular das miofibras e desencadeia uma série de eventos miogênicos que conduzem a um aumento no tamanho e na quantidade de proteínas miofibrilares contráteis, actina e miosina, que resultam em importante aumento do número total de sarcômeros em paralelo (TOIGO; BOUTELLIER, 2006). O início da resposta hipertrófica ao exercício de resistência parece ser dependente de três fatores principais: tensão mecânica imposta ao tecido, dano muscular e estresse metabólico (SCHOENFELD, 2010; EVANS, 2002; SHINOHARA et al., 1998), porém a determinação de tais mecanismos estão além do escopo do presente estudo. As diferenças nas

adaptações encontradas no presente estudo podem ser resultado de vários mecanismos, porém, o estresse mecânico e os estiramentos musculares podem ter sido potencializados pela maior tensão gerada nas contrações concêntricas e excêntricas exigidas durante a dança. Desta forma, parece que a sobrecarga mecânica, estimula a síntese de proteínas, resultando em acréscimo de sarcômeros tanto em série quanto em paralelo (WILLIAMS et al., 1988; REEVES et al., 2004).

Os resultados apresentados confirmam a hipótese inicial e indicam que programas de intensidade leve/moderada causam importantes adaptações na arquitetura muscular. Quando comparados os ganhos entre os grupos experimentais, no comprimento do fascículo o aumento foi similar no GMAD e GMED. As melhorias no ângulo de penação foram similares entre os grupos experimentais em todos os músculos avaliados, exceto no tibial anterior, onde o aumento do ângulo foi mais pronunciado no GMED. Quanto a espessura muscular, os aumentos foram similares nos grupos experimentais em todos os músculos avaliados. Portanto, a hipótese H_1 de que os grupos experimentais (GMAD e GMED) apresentariam alterações dos parâmetros morfológicos musculares em virtude do programa de danças de salão e o GC não apresentaria nenhuma alteração foi aceita. Por outro lado, a hipótese H_2 de que o GMAD (maior desempenho) apresentaria menores alterações dos parâmetros morfológicos do que o GMED (baixo desempenho) foi parcialmente aceita.

3.7 CONCLUSÃO

Os resultados sugerem que a dança com intensidades leve/moderada promove adaptações positivas na arquitetura muscular, que é um determinante da capacidade contrátil muscular e pode prover melhorias em atividades funcionais. Além disso, a dança propicia boa socialização e interação com o meio, melhora da auto-estima (KEOGH et al., 2012; FONSECA; GAMMA, 2011) e incrementos da capacidade cardiorrespiratória (JUNGE, 2003). Tais fatores podem ser vistos como positivos pois tendem a aumentar a adesão e reduzir a mortalidade entre os praticantes (BARRETO; SANCHEZ, 2011). Portanto, estes achados confirmam que programas que utilizam a dança podem prover importantes alterações nos

parâmetros morfológicos que podem influenciar positivamente a capacidade contrátil muscular. Estas melhorias na capacidade contrátil podem ser determinantes para o aprimoramento das capacidades funcionais em idosas.

4 EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE A FUNÇÃO MUSCULAR EM IDOSAS

4.1 INTRODUÇÃO

A principal alteração do sistema musculoesquelético com o envelhecimento é a diminuição generalizada e progressiva da massa muscular (sarcopenia), a qual é acompanhada por infiltração de gordura intramuscular e no tecido conjuntivo e levam à redução da força (dinapenia) (PAHOR et al., 2009; CRUZ-JENTOFT et al., 2010; MITCHELL et al., 2012). Em adição, alguns processos degenerativos do sistema nervoso central e periférico (BARRY; CARSON, 2004; CLARK; TAYLOR, 2011) podem aumentar os déficits sobre a capacidade funcional e causar perda da independência, aumento do risco de quedas, redução da qualidade de vida e até a morte (NEWMAN et al., 2006; BRUNNER et al., 2007; CRUZ-JENTOFT et al., 2010; HERSHKOVITZ et al., 2010).

A massa muscular diminui aproximadamente 40% entre 20-80 anos (NARICI; MANGANARIS, 2006; FAULKNER et al., 2007) e decorre de vários mecanismos que incluem redução no tamanho da fibra muscular (atrofia) e diminuição do número de fibras (hipoplasia). Em geral, as perdas de força são mais acentuadas nos músculos dos membros inferiores (15%) do que nos músculos dos membros superiores (10%) (FERREIRA; GOBBI; GOBBI, 2009; NARICI; MAFULLI, 2011), o que reduz a mobilidade e aumentos os riscos de queda. Além da redução da massa muscular, a diminuição da capacidade em gerar força voluntária máxima e de produzir força rapidamente declinam a partir dos 50 anos na proporção de 12% a 15% por década (MACALUSO; DE VITO, 2003). Após 75 anos, as perdas anuais de força ocorrem numa taxa de 3-4% nos homens e 2,5-3,0% em mulheres (HUGHES et al., 2001; MITCHELL et al., 2012;). No entanto, a redução da massa e a perda de força muscular não ocorrem de forma proporcional, visto que a perda de força é de 2 a 5 vezes mais rápida do que a perda da massa muscular (MITCHELL et al., 2012; MANINI; CLARK, 2012). Esses achados indicam forte influência de componentes neurais associados à diminuição da capacidade de produzir força.

O declínio da capacidade de produzir força e da capacidade de gerar força

rapidamente (taxa de desenvolvimento de torque), parecem estar relacionados com a redução do número de fibras e a atrofia de fibras de contração rápida (tipo II) (BARRY; CARSON, 2004; VERDIJK et al., 2007; KOOPMAN; LOON, 2009), de reduções da tensão das fibras musculares individuais (LINCH et al., 1999; LARSON et al., 1997) e de alterações neurais que envolvem reduções sobre a excitabilidade cortical e medular (SCAGLIONI et al., 2002; CLARK; TAYLOR, 2011). Além disso, parece existir redução na capacidade de ativar os músculos maximamente (redução do recrutamento de unidades motoras) (CLARK et al., 2010). De fato, alguns estudos têm reportado que idosos apresentam déficit na ativação muscular voluntária máxima quando comparados com jovens (STACKHOUSE et al., 2003; STEVENS et al., 2003).

O grau de ativação muscular ou ativação central, é comumente quantificado pela relação de ativação central (CAR), que consiste na sobreposição de impulsos elétricos durante uma contração muscular voluntária máxima. O CAR é expresso pela razão entre a força voluntária máxima e a força máxima obtida com a sobreposição de estímulo por trens de pulso. Neste método, uma razão de 1,0 equivale à completa ativação do músculo, e valores inferiores representam déficits de ativação (KENT-BRAUN; LE BLANC, 1996; STACKHOUSE et al., 2001).

A prática de atividade física regular tem se mostrado como efetiva para minimizar os efeitos deletérios do processo de envelhecimento sobre o sistema neuromuscular. Estudos têm reportado melhorias na força e potência muscular (HORTABAGYI et al., 2001; FAULKNER et al., 2007; HAZELL et al., 2007), no aumento da massa muscular (SUETTA et al., 2008; REEVES et al., 2009), na ativação muscular voluntária máxima (KNIGHT; KAMEN, 2001; REEVES et al., 2009), na redução da coativação dos antagonistas (HÄKKINEN et al., 2001) com consequente aprimoramento da capacidade funcional (HENWOOD; RIEK; TAAFFE, 2008; RICE; KEOGH, 2009).

Treinamentos resistidos têm sido demonstrados como eficazes para prover melhorias na capacidade contrátil muscular (MAYER et al., 2011) e adaptações morfológicas em idosos (DEGENS et al., 2009). Estudos que utilizaram exercícios resistidos de alta intensidade reportam importantes incrementos no pico e na taxa de desenvolvimento força em idosos (SUETTA et al., 2008; PERSCH et al., 2009;

MURLASITS et al., 2012; RODACKI et al., 2012; LIMA et al., 2012). Por outro lado, estudos que envolveram treinamento com cargas de intensidade leve e moderada também foram eficazes em prover importantes melhorias sobre a força (ORR et al., 2006; HORTOBAGY et al., 2001; LEE; YOON, 2009).

Interessantemente, alguns estudos têm reportado aumentos similares na força em idosos, independente da intensidade do treinamento resistido. Por exemplo, Pruitt et al. (1995) observaram aumentos de 45% na força após um período de treinamento resistido realizado com intensidade de 80% de 1RM e 42% quando intensidades consideravelmente menores foram aplicadas (40% 1RM). Hortobagyi et al. (2001) encontraram ganhos similares na força máxima (29%) após treinamento de baixa (40% 1 RM) e alta intensidade (80% 1 RM). Outros estudos que envolvem atividades de baixa/moderada intensidade (Tai Chi Chuan - KURAMOTO, 2006; PEREIRA et al., 2008; Hidroginástica - TEIXEIRA et al., 2007, BENTO et al., 2012; Isostretching - SANGLARD et al., 2007; CARVALHO, ASSINI, 2008; CEPEDA et al., 2013 e Dança - WU et al., 2011; KEOGH et al., 2009) também tem reportado ganhos sobre a força e funcionalidade.

A dança tem sido proposta como um facilitador à prática de atividade física em idosos, visto que muitos já tiveram experiências positivas com a dança, além de proporcionar maior interação social (GUIMARÃES et al., 2003; KEOGH et al., 2009), melhora da auto-estima e auto-imagem (CUNHA et al., 2008; FONSECA; GAMMA, 2011). Alguns estudos têm reportado melhorias sobre o equilíbrio (FEDERICI et al., 2005; HACKNEY et al., 2007; EYIGOR et al., 2009), capacidade aeróbica (HOPKINS et al., 1990; EYIGOR et al., 2009), flexibilidade (HOPKINS et al., 1990; WU et al., 2011), equilíbrio estático e dinâmico (SHIGEMATSU et al., 2002; FEDERICI et al., 2005; HACKNEY et al., 2007; YOUNG et al., 2007; EYIGOR et al., 2009; SOFIANIDIS et al., 2009) e velocidade da marcha (FEDERICI et al., 2005; HACKNEY et al., 2007; EYIGOR et al., 2009).

Estudos transversais reportam que idosos que dançavam por pelo menos um ano, apresentavam maior conteúdo mineral ósseo, melhor capacidade aeróbica, força muscular, resistência muscular, equilíbrio e velocidade da marcha, quando comparados a idosos sedentários (UUSI-RASI et al., 1999; VERGHESE, 2006; ZHANG et al., 2008). No entanto, alterações sobre a força máxima e a capacidade

de produzir torque rapidamente dos músculos dos membros inferiores em resposta a programas de dança da salão não tem sido quantificadas. Estudos que tenham observado adaptações neurais (ex. taxa de ativação central) sobre a função muscular após um programa de treinamento em que intervenções de baixa/moderada intensidade tenham sido aplicadas não são conhecidos. Além disso, a resposta de programas de treinamento em idosos com diferentes níveis iniciais de força podem diferir em função do estímulo de baixa e moderada intensidade que são característicos em programas de dança. Estímulos com intensidade baixa e ou moderada podem gerar pequenas adaptações em idosos melhor condicionados, enquanto maiores alterações podem ser esperadas em idosos com menor desempenho da capacidade contrátil (LEXELL, 2000; ORR et al., 2006).

Portanto, o presente estudo visou analisar os efeitos de um programa de danças de salão sobre a função muscular em idosas que apresentam maior desempenho muscular e em idosas com menor desempenho da função contrátil.

4.2 OBJETIVO

Analisar os efeitos de um programa de danças de salão na função muscular em idosas.

4.2.1 Objetivos específicos

- Descrever o efeito de um programa de danças de salão sobre o pico de torque em contração isométrica voluntária máxima (CIVM) e a taxa de desenvolvimento de torque isométrico (TDT) em idosas com maior e menor desempenho muscular.

- Analisar o efeito de um programa de danças de salão sobre o nível de ativação muscular voluntária do tibial anterior (falha de ativação central - CAR) em idosas com maior e menor desempenho muscular.

4.3 HIPÓTESES

H₁ – Haverá melhora no pico de torque em CIVM de membros inferiores como resultado do programa com danças de salão nos grupos experimentais independente do nível de desempenho (maior e menor desempenho muscular).

H₂ – Haverá melhora da taxa de desenvolvimento de torque em CIVM de membros inferiores como resultado do programa de danças de salão nos grupos experimentais independente do nível de desempenho (maior e menor desempenho muscular).

H₃ – O grupo experimental com menor desempenho muscular apresentará maior aumento no pico de torque e na taxa de desenvolvimento de torque, em comparação ao grupo experimental com maior desempenho muscular, como resultado do programa de danças de salão.

H₄ – Haverá melhora na relação de ativação central (CAR) do músculo tibial anterior nos grupos experimentais, independente do desempenho (maior e menor desempenho) como resultado do programa com danças de salão.

H₅ – O grupo experimental de menor desempenho muscular apresentará melhor relação de ativação central (CAR) do músculo tibial anterior do que o grupo experimental de maior desempenho muscular como resultado do programa de danças de salão.

4.4 MÉTODO

4.4.1 Procedimentos Experimentais

O recrutamento das participantes e a divisão dos grupos e procedimentos experimentais foram descritos no capítulo 3 (item 3.4.1).

Para determinar os efeitos do programa de oito semanas de danças de salão sobre a força isométrica máxima (pico e taxa de desenvolvimento de torque) e nível

de ativação muscular voluntária (ativação central - CAR), os grupos foram submetidos a duas sessões de familiarização e duas de avaliação da força isométrica máxima, uma sessão de familiarização e uma de avaliação para o CAR, respeitando um intervalo de 48 horas entre as sessões avaliativas. As avaliações foram realizadas na Clínica de Fisioterapia da Universidade Positivo. A primeira sessão de testes foi realizada duas semanas antes do início do programa de danças de salão (pré-teste) e ao final das oito semanas de intervenção (pós-teste). Um estudo piloto realizado 3 meses que antecederam a pesquisa, avaliou os extensores do joelho de 10 idosas. Para o cálculo do Índice de Correlação Intraclasse (ICC) foi utilizado o programa StatsToDo. Os resultados revelaram que o método empregado possui boa reprodutibilidade sobre as medidas de pico de torque ICC = 0.9208 e TDT = 0.8293 (APÊNDICE 3).

4.4.2 Avaliação do pico e taxa de desenvolvimento de torque em CIVM

O pico e a taxa de desenvolvimento de torque foram mensurados durante contração isométrica voluntária máxima (CIVM) do membro inferior dominante (BENTO et al., 2010), por um sistema de medição de forças, célula de carga (Kratos, Modelo CZC500), com capacidade de 500 kgf e resolução de 0.1 kg, a qual foi fixada ao segmento avaliado por meio de uma tira de velcro e um conjunto de cabos de aço. Os valores da força foram transmitidos para uma placa conversora A/D (National Instruments, modelo NI USB 6218), coletados com uma freqüência de amostragem de 1 KHz com auxílio de um software específico (Labview Signal Express 3.0) e armazenados para posterior análise.

As participantes foram posicionadas em decúbito dorsal sobre uma maca para a avaliação dos flexores e extensores do quadril e tornozelo, em decúbito ventral para os flexores e extensores do joelho. Em todas as posições testadas, um ângulo de aproximadamente 90° entre o segmento corporal e o cabo da célula de carga foi preservado. A cada posicionamento cintos de velcro foram fixados na região inferior do abdômen ou na região proximal da coxa a fim de evitar movimentos compensatórios que pudessem interferir na realização dos testes. Para a avaliação dos abdutores e adutores do quadril, a participante foi posicionada em

posição ortostática sobre uma base de 10 cm de altura, para a manutenção do ângulo de 90° do segmento corporal e o cabo da célula, com o membro superior apoiado. Um avaliador auxiliou na manutenção da tensão do cabo de aço e outro na estabilização da participante durante cada teste. A representação esquemática da realização dos testes encontra-se na Figura 4.1.

As participantes foram orientadas a realizar uma contração isométrica máxima de forma rápida e com força máxima, com manutenção de aproximadamente três segundos. Foram realizadas no mínimo três repetições de cada movimento e no máximo cinco com intervalo de um minuto entre cada tentativa, sendo a variabilidade de 10% entre as medidas, o maior valor foi utilizado para análise. Quando os testes apresentaram variabilidade superior a 10%, novas tentativas foram realizadas 48 horas após. As avaliações foram realizadas em dois momentos, sendo quatro grupos musculares em cada sessão. Uma rápida inspeção da curva força/tempo imediatamente após cada teste, permitiu identificar a realização de contra-movimento, sendo realizada uma nova tentativa.

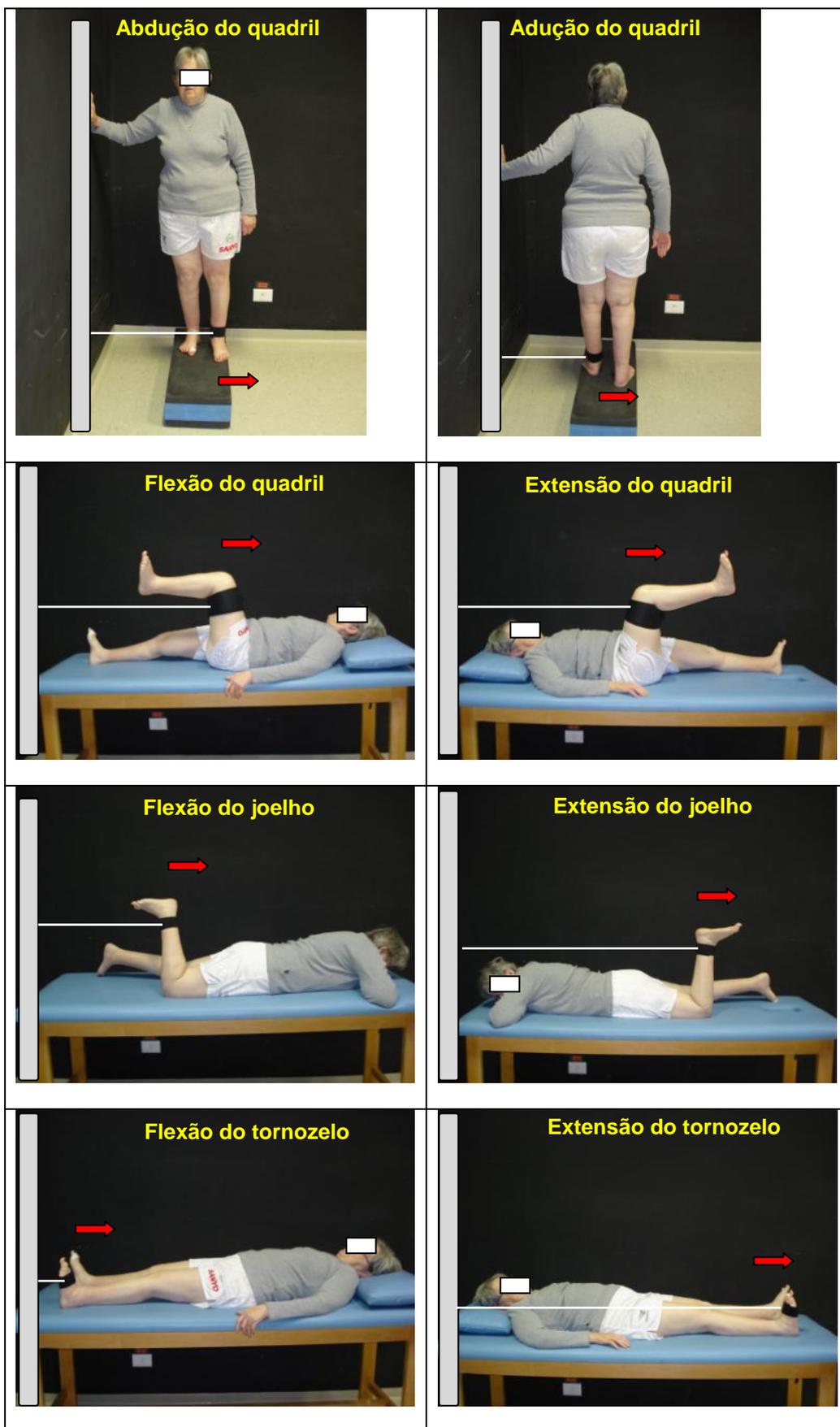


FIGURA 4.1 - Representação esquemática da realização dos testes de força.

O pico de torque foi calculado pelo produto da força máxima pela distância perpendicular entre o ponto de contato do cabo da célula de carga no segmento e o centro articular. A taxa de desenvolvimento de torque (TDT) foi determinada pelo coeficiente de inclinação da relação de desenvolvimento de torque em função do tempo. Para o processamento dos dados da taxa de desenvolvimento de torque foram desprezados 10% dos valores mínimos e 10% dos valores superiores da curva obtida (PERSCH *et al.*, 2009; BENTO *et al.*, 2010), a representação encontra-se na Figura 4.2. Foi utilizada uma rotina específica (Matlab 2007, MathWorks Inc., USA) para o cálculo.

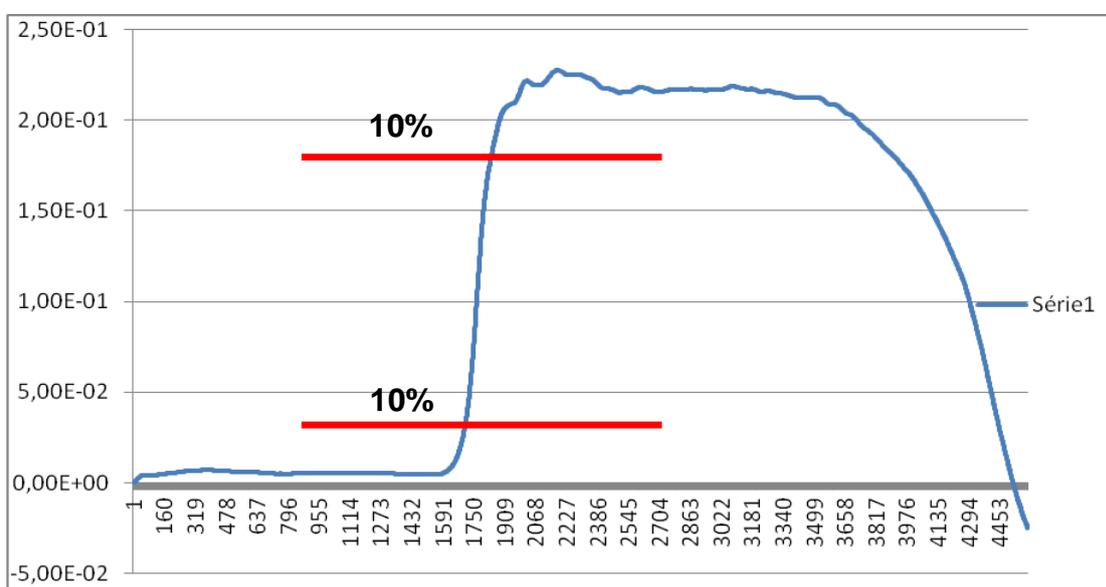


FIGURA 4.2 – Representação do coeficiente de inclinação da relação de desenvolvimento de torque em função do tempo.

4.4.3 Determinação do nível de ativação muscular voluntária (CAR)

A técnica de sobreposição é freqüentemente usada para avaliar o nível de ativação voluntária de um músculo ou grupo de músculos (BELANGER; MCCOMAS, 1981; HALES; GANDEVIA, 1988, SUTER; HERZOG, 2001). Consiste em sobrepor um estímulo elétrico enquanto o músculo está voluntariamente ativado. A sobreposição de estímulo elétrico causa o recrutamento de unidades motoras não recrutadas (ativação incompleta) e produz incrementos na força (ALLEN; MCKENZIE; GANDEVIA, 1998; DESERRES; ENOKA, 1998; CLARK, TAYLOR,

2011), demonstrados na Figura 4.3. O CAR é calculado pela razão entre a força voluntária máxima e a força máxima durante a sobreposição de estímulo por trens de pulso. Assim, uma razão de 1,0 equivale à completa ativação do músculo e sua

fração representa incapacidade de ativação máxima (BRAUN e LE BLANC, 1996).

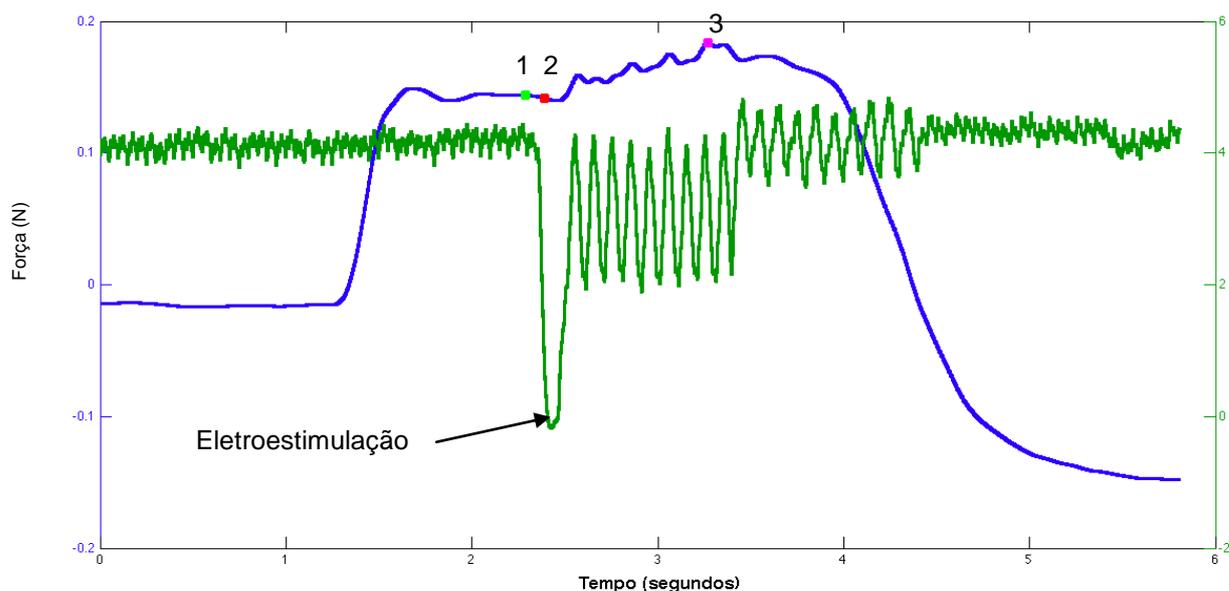


FIGURA 4.3 - Pico de força inicial e pós eletroestimulação. 1 representa 100 ms antecedentes ao momento do estímulo elétrico, 2- momento da aplicação do estímulo elétrico e 3 – pico após a eletroestimulação.

Para a realização do teste foi utilizado um eletroestimulador (Quark® Dualpex modelo 961 Sport, Quark, Brasil) por meio de corrente alternada, com modulação em frequência de 50 Hz e trens de pulso de 0,5ms (onda retangular), com duração de 1 s. Foram utilizados eletrodos de borracha de silicone carbono de 5cm x 5 cm com a interface eletrodo – pele com gel carbopol (gel ultrassônico) e foram fixados nos pontos motores dos músculo tibial anterior (TA). O eletrodo negativo (cátodo) foi colocado sobre o ponto motor do TA, imediatamente lateral a crista da tíbia, 2 a 3 cm abaixo do platô tibial (FUKUDA, 2008), a ilustração do ponto motor do TA encontra-se na Figura 4.4.

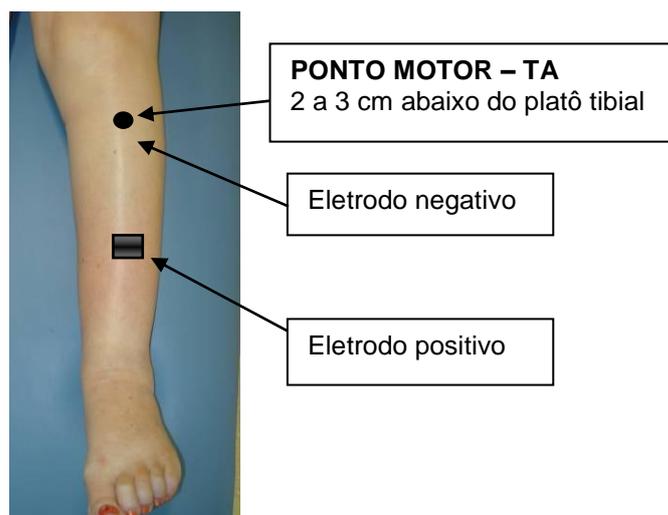


FIGURA 4.4 - Representação do ponto motor e disposição dos eletrodos.

Para a identificação exata do ponto motor, um eletrodo positivo (ânodo) foi fixado em terço médio da perna, e outro tipo caneta, com gel carbopol como meio de acoplamento, foi deslizado sobre a região do ponto motor, a intensidade foi sendo aumentada (início em 2 mA) até a contração muscular visível pela menor quantidade de corrente, localizado o ponto, o eletrodo negativo (cátodo) de borracha foi fixado (DELITTO; ROBINSON, 1989; LIONS et al., 2004), a representação do ponto motor e do posicionamento dos eletrodos encontra-se na Figura 4.4. Foi então determinada a intensidade para cada voluntária, quando a máxima contração foi atingida com total dorsiflexão do tornozelo, a passagem de corrente interrompida, foi adicionada 50% a mais da intensidade previamente determinada. Durante o teste, foi solicitado aos participantes que realizassem uma CIVM dos dorsiflexores com duração de 3 a 5 segundos e um estímulo supramáximo foi aplicado diretamente sobre o tibial anterior durante o pico máximo da força (KNIGHT; KAMEN, 2001).

As participantes realizaram uma sessão de familiarização com o procedimento, na qual o ponto motor foi identificado e a intensidade determinada. Após 48 horas uma nova sessão de avaliação foi realizada, seguindo os mesmos procedimentos, sendo 3 tentativas com intervalo de 2 minutos entre cada uma. Para garantir que o momento da liberação do estímulo fosse identificado para a análise dos dados, uma sincronização foi realizada por um cabo que foi ligado ao disparador e à célula. Os dados foram armazenados e analisados com auxílio de uma rotina especificamente desenvolvida (Matlab 2007, MathWorks Inc., USA).

4.4.4 Análise estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado para confirmar a normalidade dos dados. Depois de confirmada a distribuição normal, um número de análises de variância (ANOVA two-way) foi aplicado para testar as diferenças entre os grupos experimentais e o grupo controle e a evolução dos parâmetros ao longo das medidas (PRÉ e PÓS). Uma análise de variância com um fator (ANOVA one-way) foi utilizada para comparar os grupos em relação aos dados iniciais (pré-treinamento), havendo diferenças então uma análise de covariância foi utilizada (ANCOVA), os dados iniciais como covariadas para comparar os valores pós-teste desconsiderando as diferenças iniciais. Quando diferenças foram encontradas o teste de Fischer foi aplicado para determinar onde estas ocorreram. Os testes estatísticos tiveram nível de significância de $p < 0.05$ e foram aplicados através do software Statística versão 7.0 (StatSoft, USA).

4.5 RESULTADOS

4.5.1 Contração isométrica voluntária máxima (CIVM)

Os valores iniciais (PRÉ) do torque máximo foram similares entre os grupos (GMAD, GMED e GC) para os músculos adutores e flexores do quadril ($p > 0,05$) e diferentes entre os grupos para os músculos abdutores, extensores do quadril, flexores e extensores do joelho e tornozelo ($p < 0,05$).

Foram encontrados aumentos no torque máximo após o período de intervenção (PRÉ e PÓS) no GMAD e GMED em todos os músculos avaliados. Nos músculos do quadril, os aumentos apresentados nos abdutores foram de 53% no GMAD e 79% no GMED ($p < 0,01$), nos adutores 66% no GMAD e 59% no GMED ($p < 0,01$), nos flexores 48% no GMAD e 39% no GMED ($p < 0,01$), nos extensores 47% no GMAD e 110% no GMED ($p < 0,01$). Os ganhos do GMAD e GMED foram equivalentes ($p > 0,05$) para todos os músculos, exceto para os extensores do quadril, houve interação entre o GMAD e GMED ($p < 0,05$), no entanto, foram suficientes para diferenciá-los do GC ($p < 0,05$). Os resultados do torque máximo dos músculos do quadril estão apresentados na Figura 4.5.

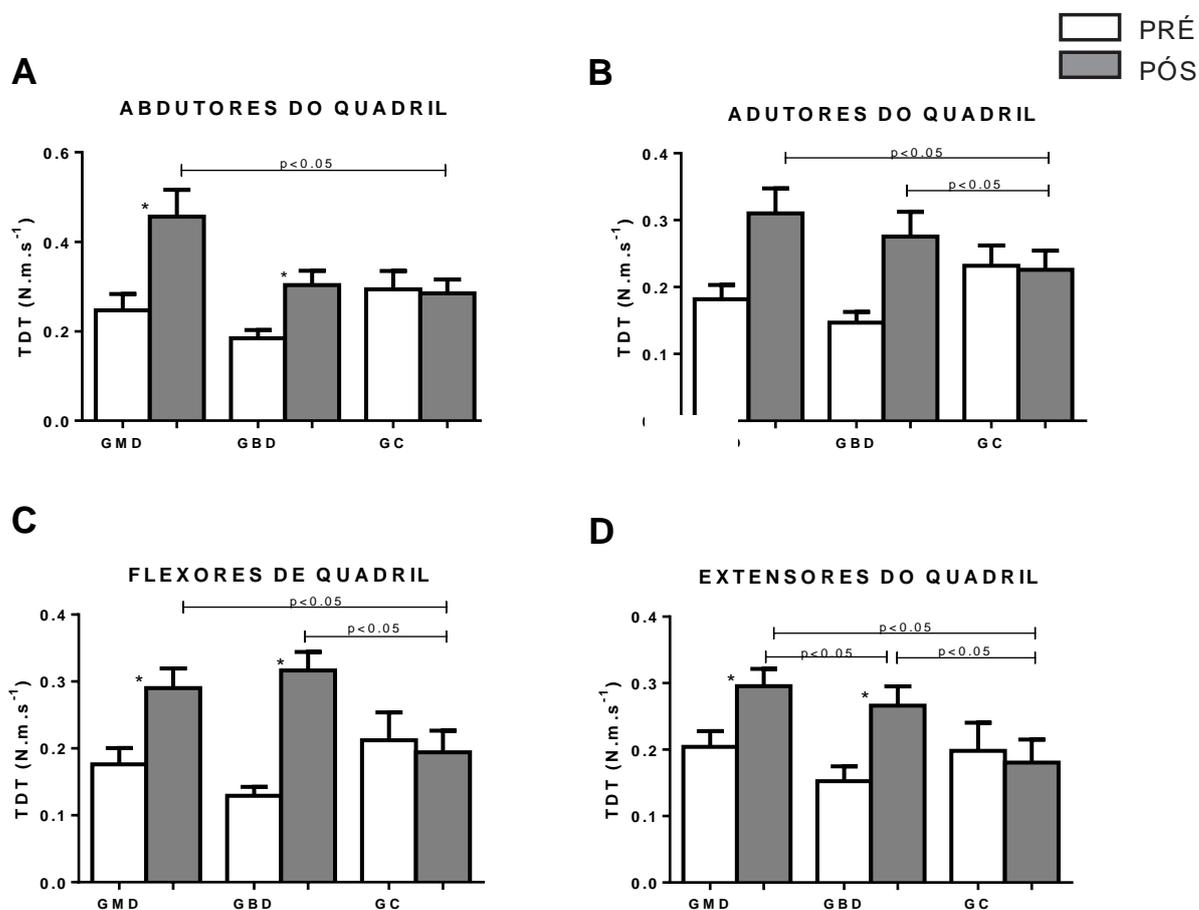


FIGURA 4.5 - Torque máximo (média \pm desvio padrão) dos músculos abdutores, adutores, flexores e extensores do quadril para os grupos experimental maior desempenho (GMAD), experimental menor desempenho (GMED) e controle (GC) pré e pós-intervenção. * Diferenças significativas entre pré e pós-teste ($p < 0,05$). As linhas horizontais indicam onde as interações ocorreram.

O aumento do torque máximo para os músculos do joelho foram 60% no GMAD e 69% no GMED nos flexores ($p < 0,01$), 59% no GMAD e 67% no GMED nos extensores ($p < 0,01$). No tornozelo os aumentos representaram 57% no GMAD e 88% no GMED nos plantiflexores ($p < 0,01$) e nos dorsiflexores 72% no GMAD e 98% no GMED ($p < 0,01$). Os ganhos do GMAD e GMED foram equivalentes ($p > 0,05$) para todos os músculos, não houve interação entre o GMAD e GMED, no entanto, foram suficientes para diferenciá-los do GC ($p < 0,05$). O GC não apresentou alterações ao longo do estudo nos grupos musculares analisados ($p > 0,05$). Os resultados do torque máximo dos músculos do joelho e tornozelo estão apresentados na Figura 4.6.

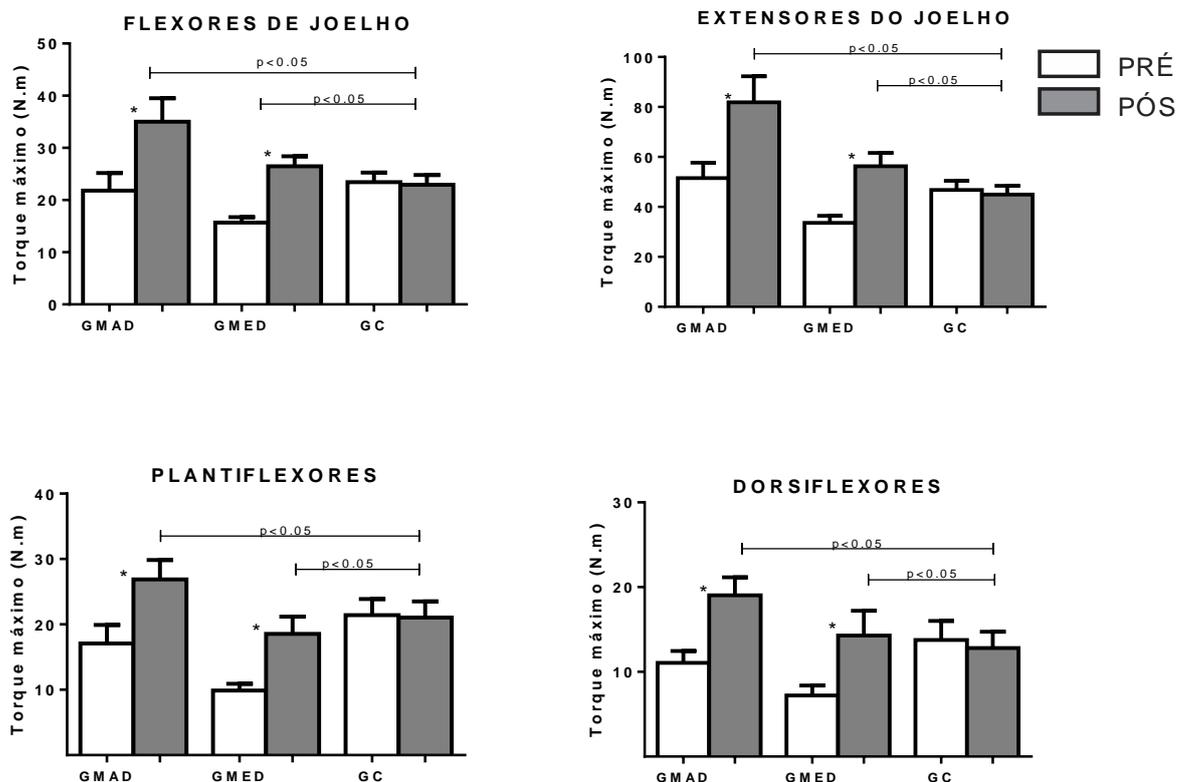


FIGURA 4.6 - Torque máximo (média \pm desvio padrão) dos músculos flexores e extensores do joelho e tornozelo para os grupos experimental maior desempenho (GMAD), experimental menor desempenho (GMED) e controle (GC) pré e pós-intervenção.* Diferenças significativas entre pré e pós-teste ($p < 0,05$). As linhas horizontais indicam onde as interações ocorreram.

4.5.2 Taxa de desenvolvimento de torque

Os valores iniciais (PRÉ) da taxa de desenvolvimento de torque foram similares entre os grupos (GMAD, GMED e GC) para todos os músculos avaliados ($p > 0,05$), exceto para os adutores do quadril e dorsiflexores ($p < 0,05$).

Foram encontrados aumentos na taxa de desenvolvimento de torque após o período de intervenção (PRÉ e PÓS) no GMAD e GMED em todos os músculos avaliados. Nos músculos do quadril os aumentos apresentados nos abdutores foram de 85% no GMAD e 64% no GMED ($p < 0,01$), nos adutores 71% no GMAD e 88% no GMED ($p < 0,01$), nos flexores 64% no GMAD e 145% no GMED ($p < 0,01$), nos extensores 45% no GMAD e 74% no GMED ($p < 0,01$). Os ganhos do GMAD e GMED foram equivalentes ($p > 0,05$) para todos os músculos, não houve interação

entre o GMAD e GMED, no entanto, foram suficientes para diferenciá-los do GC ($p < 0,05$), exceto, nos abdutores do quadril do grupo GMED que não houve interação com o GC ($p > 0,05$). Os resultados do torque máximo dos músculos do quadril estão apresentados na Figura 4.7

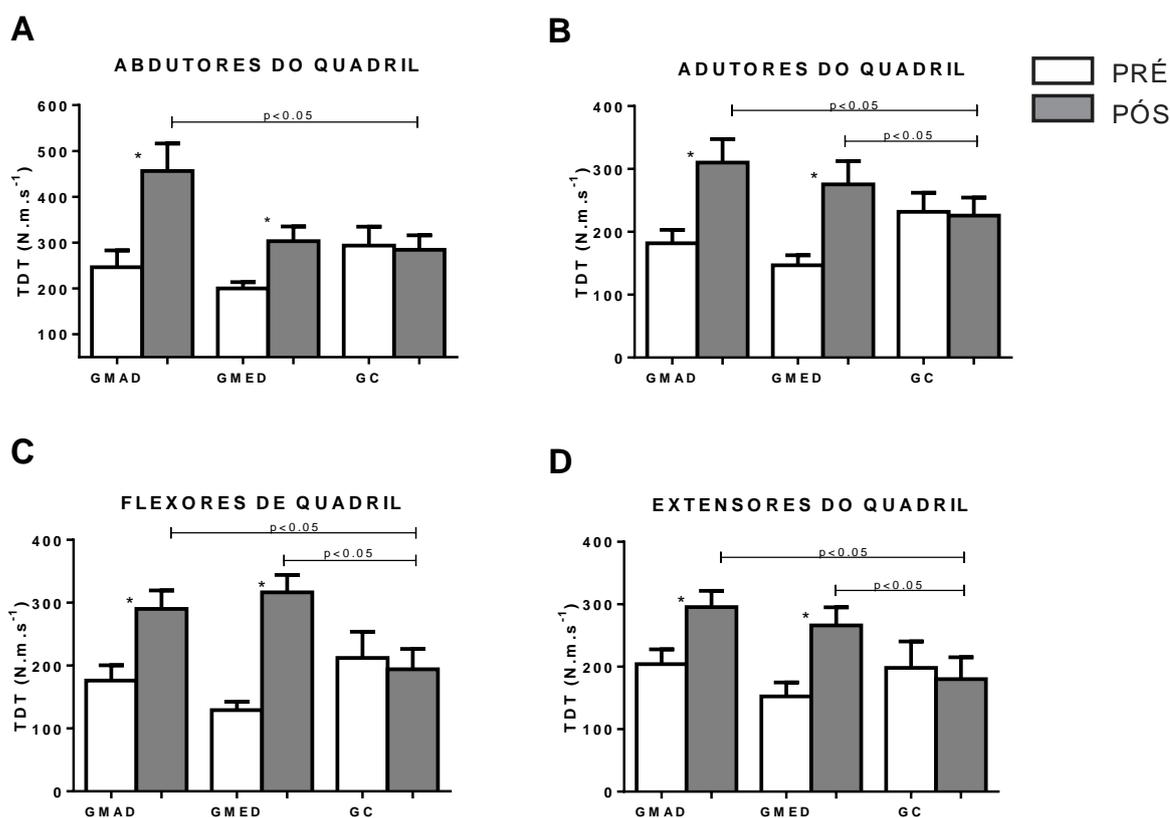


FIGURA 4.7 - Taxa de desenvolvimento de força (média \pm desvio padrão) dos músculos abdutores, adutores, flexores e extensores do quadril para o grupo experimental de maior desempenho (GMAD), experimental menor desempenho (GMED) e controle (GC) pré e pós-intervenção. * Diferenças significativas entre pré e pós-teste ($p < 0,05$). As linhas horizontais indicam onde as interações ocorreram.

Os aumentos da taxa de desenvolvimento de torque para os músculos do joelho foram 44% no GMAD e 133% no GMED nos flexores ($p < 0,01$), 83% no GMAD e 134% no GMED nos extensores ($p < 0,01$). No tornozelo os aumentos representaram 81% no GMAD e 91% no GMED nos plantiflexores ($p < 0,01$) e nos dorsiflexores 48% no GMAD e 88% no GMED ($p < 0,01$). Os ganhos do GMAD e GMED foram equivalentes ($p > 0,05$) para todos os músculos, não houve interação entre o GMAD e GMED, no entanto, foram suficientes para diferenciá-los do GC

($p < 0,05$), exceto para os flexores do joelho do GMAD ($p > 0,05$). O GC não apresentou alterações ao longo do estudo nos grupos musculares analisados ($p > 0,05$). Os resultados da taxa de desenvolvimento de torque dos músculos do joelho e tornozelo estão apresentados na Figura 4.8.

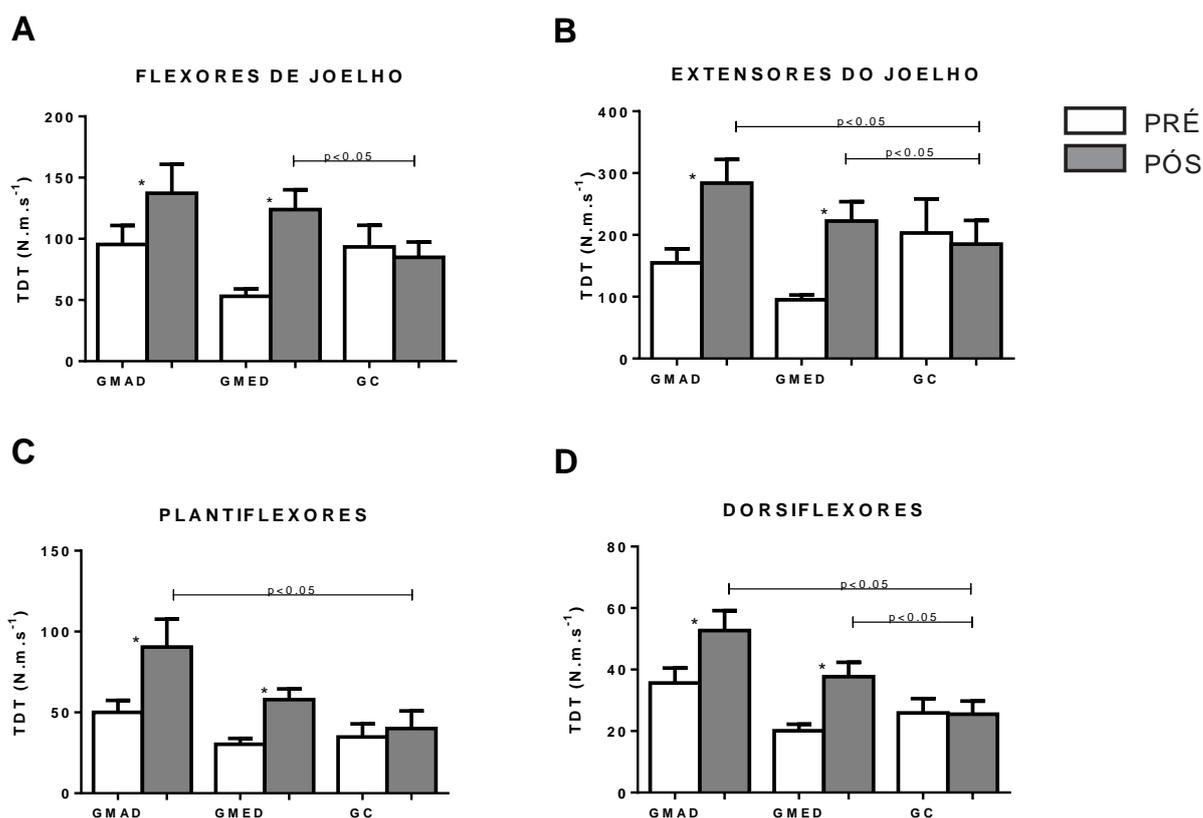


FIGURA 4.8 - Taxa de desenvolvimento de torque (média \pm desvio padrão) dos músculos flexores e extensores do joelho e tornozelo para os grupos experimental maior desempenho (GMAD), experimental menor desempenho (GMED) e controle (GC) pré e pós-intervenção. * Diferenças significativas entre pré e pós-teste ($p < 0,05$). As linhas horizontais indicam onde as interações ocorreram.

4.5.3 Ativação voluntária máxima (relação de ativação central – CAR)

Os valores iniciais (PRÉ) da ativação voluntária máxima (relação de ativação central – CAR) do músculo tibial anterior foram similares entre os grupos GMAD, GMED e GC ($p > 0,05$).

Foram encontrados aumentos na relação de ativação central (CAR) após o período de intervenção (PRÉ e PÓS) no GMAD e GMED ($p < 0,05$), o GC não

apresentou alteração ao longo do estudo ($p > 0,05$). Os ganhos do GMAD e GMED foram equivalentes ($p > 0,05$), não houve interação entre o GMAD e GMED, no entanto, foram suficientes para diferenciá-los do GC ($p < 0,05$). Os resultados do CAR estão apresentados na Figura 4.9.

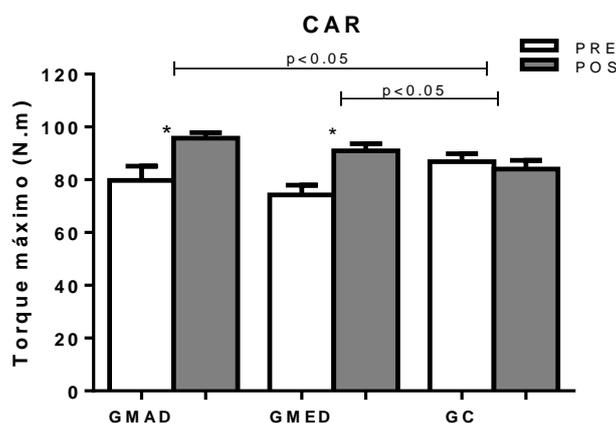


FIGURA 4.9 - Taxa da ativação central (CAR) do músculo tibial anterior para os grupos experimental GMAD (maior força), experimental GMED (menor força) e controle (GC) pré e pós-intervenção. * Diferenças significativas entre pré e pós-teste ($p < 0,05$). As linhas horizontais indicam onde as interações ocorreram.

4.6 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo analisar os efeitos de um programa de danças de salão sobre a função muscular em idosas. Os resultados mostraram que um período de intervenção de oito semanas foi suficiente para promover importantes incrementos na capacidade de produção de torque máximo e na taxa de desenvolvimento de torque nos músculos abdutores, adutores, flexores e extensores do quadril, flexores e extensores do joelho e tornozelo em ambos os grupos submetidos ao programa de danças (GMAD e GMED). Aumentos na ativação voluntária máxima (ativação central) foram observados nos grupos experimentais (GMAD e GMED). Por outro lado, o grupo controle não apresentou alterações no torque máximo, na taxa de desenvolvimento de torque dos músculos avaliados e ativação muscular. Tais resultados são relevantes, pois evidenciam que atividades físicas de intensidade leve/moderada podem melhorar a função muscular.

O declínio da capacidade de produzir e gerar força rapidamente decorrente do processo de envelhecimento pode interferir na capacidade do idoso em realizar

de forma independente as atividades de vida diária e aumentar o risco de quedas (ORR et al., 2006; FRONTERA et al., 2008; CAFLIN et al., 2011). Neste sentido, alguns estudos têm sugerido que exercícios resistidos, principalmente com altas intensidades (AAGAARD et al., 2001; SUETTA et al., 2008; PERSCH et al., 2009; REEVES et al., 2009) são próprios para reduzir e/ou minimizar os declínios da massa e da força muscular. Estudos que envolveram intensidades baixas e moderadas também têm reportado significativos incrementos sobre a força (HORTOBAGY et al., 2001; ORR et al., 2006; CAFLIN et al., 2011).

Os aumentos no torque máximo encontrado para os extensores do joelho nos grupos experimentais (GMAD= 60% e GMED= 69%) foram similares aos reportados em estudos que envolveram treinamentos de intensidade moderada entre 50 e 60% de 1RM (53% - FATOUROS et al., 2006; 66% - FATOUROS et al., 2005). Os incrementos sobre a capacidade contrátil foram maiores do que os reportados por estudos que utilizaram atividades com menores intensidades (Tai Chi - 23,7% - LAN et al., 2000; 17,83% - PEREIRA et al., 2008 – Resistido 40% de 1RM – 38% - FATOUROS et al., 2006, 17% com intensidade de 20% de 1RM- PEARSON, et al., 2010). As exigências musculares (excêntricas e concêntricas) impostas pelos deslocamentos anteroposteriores, médio-laterais, giros e transferências de peso de um membro inferior podem justificar os importantes incrementos no torque encontrados no presente estudo. Além disso, as mudanças de direção e o envolvimento de várias articulações requeridos na dança podem ter causado maior recrutamento de músculos estabilizadores, os quais não são recrutados intensamente durante as ações isoladas dos movimentos estereotipados que são realizados no treinamento convencional com resistência (RUTHERFORD; JONES, 1986; EVETOVITCH et al., 2001). Logo, o recrutamento desses músculos pode ter causado um aumento na capacidade de produzir torque (HIGBIE et al., 1996; EVETOVITCH et al., 2001).

Têm-se sugerido que melhorias nos parâmetros morfológicos musculares (ângulo de penação e espessura) podem contribuir para o aumento do pico e da taxa de desenvolvimento de força (DEGENS et al., 2009; REEVES et al., 2009; ERSKINE et al., 2010). De fato, modificações na arquitetura muscular (ângulo de penação e espessura muscular) foram encontradas (vide capítulo 3) e podem ter

contribuído para os resultados encontrados.

Quando comparações entre os grupos experimentais (GMAD e GMED) foram realizadas, comportamentos similares entre os grupos foram detectados. Estes resultados se opõem a alguns estudos que reportam que idosos com menor aptidão física apresentam maiores adaptações ao treinamento resistido (LEXELL, 2000, ORR et al., 2006). Todavia, os resultados sugerem que independente do nível de desempenho muscular, exercícios de leve/moderada intensidade podem prover importantes melhorias na capacidade contrátil em idosos. Portanto, a hipótese H₁ de que haveria melhora no pico de torque em CIVM de membros inferiores como resultado do programa com danças de salão nos grupos experimentais com maior desempenho muscular (GMAD) e menor desempenho muscular (GMED) foi aceita.

A taxa de desenvolvimento de torque (TDT) tem sido considerada como um indicador da capacidade de gerar força rapidamente (AAGAARD et al., 2002) e possui importantes implicações na habilidade de idosos em adotar estratégias de ajustes corporais frente a distúrbios inesperados como tropeços ou escorregões. Os achados do presente estudo demonstram que houve aumento da TDT em todos os músculos avaliados, independente da condição inicial dos grupos experimentais.

Os aumentos observados na TDT dos extensores do joelho (GMAD=83% e GMED= 134%) contrastam com 40-50% reportados por Häkkinen et al. (2001) após 21 semanas de treinamento com cargas progressivas de 40 a 70% de 1RM e com os 31-45% na fase inicial da contração muscular (30-50 ms) relatados por Suetta et al. (2004), após um programa de 8 semanas com intensidade de 8RM. No entanto, é importante ressaltar, que as mensurações da TDT dos referidos estudos, foram realizadas em dinamômetro isocinético e, dessa forma, as comparações devem ser feitas com cautela. Sabe-se que mensurações que envolvem contrações dinâmicas proveem resultados menores quando comparados a medidas estáticas da função muscular (SIMÃO, 2004). Portanto, a hipótese H₂ de que haveria melhora da taxa de desenvolvimento de torque em CIVM de membros inferiores como resultado do programa de danças de salão nos grupos experimentais independente do nível de desempenho (maior e menor desempenho muscular), foi aceita. Todavia, a similaridade encontrada entre os grupos experimentais não permitiu aceitar a hipótese H₃ de que o grupo experimental com menor desempenho muscular

apresentaria maiores aumentos no pico de torque e na taxa de desenvolvimento de torque do que o grupo experimental com maior desempenho muscular como resultado do programa de danças de salão. Por outro lado, a estabilidade dos parâmetros de força observados no grupo controle permitiu aceitar a H_4 de que não haveriam melhorias no pico de torque e na taxa de desenvolvimento de torque. Tais resultados indicam que melhorias sobre a capacidade de produzir torque rapidamente podem ser obtidas a partir de um programa de danças, onde as atividades leves e moderadas foram empregadas. Parece que tais benefícios independem da condição inicial dos participantes.

Reduções nos déficits da ativação muscular têm sido apontados como um dos fatores que reduz a expressão da força (CLARK; TAYLOR, 2011; MANINI; CLARK, 2012; RUSS et al., 2012). Portanto, reduções do déficit de ativação podem explicar parcialmente os ganhos do pico e da taxa de ativação muscular. Alguns estudos têm relatado diferenças nos níveis de ativação entre idosos e jovens nos extensores de joelho de 79% - 95% (JAKOBI, RICE, 2002), e entre idosos e adultos de meia idade 87% - 98% (STEVENS et al., 2003).

Os valores iniciais médios da ativação do tibial anterior (79,7%, GMAD; 74,2%, GMED e 86,8%, GC), contrastam com alguns estudos anteriores que reportaram não haver déficit na ativação dos dorsiflexores (CONNELLY et al., 1999; SHIELD, 2004; KLASS et al., 2005). Klass et al. (2008) encontraram diferenças de 10% na ativação do tibial anterior entre jovens e idosos. Os resultados encontrados neste estudo são similares aos déficits dos extensores do joelho reportados por Jakobi, Rice, (2002) e Harridge et al., (1999) (79% e 81%, respectivamente). Além disso, parece que idosos com menor desempenho muscular apresentam maiores déficits de ativação muscular. Reid et al. (2012) encontraram menores taxas em idosos saudáveis (47,7%) quando comparados a idosos com baixa mobilidade (52,9%).

Alguns estudos têm reportado melhorias na ativação muscular em resposta ao treinamento resistido. Aumentos de 3% a 5% têm sido descritos quando intensidades de 80% de 1RM ou 100% de MVC (KNIGHT; KAMEN, 2001; PUCCI; GRIFFIN; CAFARELLI, 2005; BALSIO; CAFARELLI, 2007; REEVES et al., 2009) foram utilizadas. Em atividades que envolvem baixa ativação muscular

(eletroestimulação com intensidades de 30% de MVC), aumentos de 13% na ativação dos extensores do joelho foram reportados em jovens (GONDIN et al., 2010). Os incrementos de 20% (GMAD) e 22% (GMED) na ativação dos dorsiflexores são maiores do que os reportados na literatura, todavia, estudos com danças que tenham avaliado a ativação muscular não são conhecidos, deste modo, as comparações devem ser feitas com cautela, pois o período de intervenção e modalidade de treinamento difere entre estudos.

Os resultados evidenciaram importantes incrementos na força e taxa de desenvolvimento de torque associados a melhorias na ativação muscular nos grupos experimentais. O aumento da taxa de desenvolvimento de torque (TDT) reflete a capacidade do sistema neuromuscular em gerar torque muscular e pode ter um importante significado funcional durante a realização de atividades de vida diária, em que uma súbita capacidade de geração de força é necessária frente a um distúrbio postural, especialmente para os idosos, a fim de evitar uma queda (AAGAARD; MAYER, 2007).

Os grupos experimentais apresentaram aumentos similares na ativação voluntária máxima. Portanto, a hipótese H_5 de que haveria melhora na ativação do músculo tibial anterior nos grupos experimentais, independente do desempenho (maior e menor desempenho) como resultado do programa com danças de salão, foi aceita. A hipótese H_6 de que o grupo experimental de menor desempenho muscular apresentaria maiores níveis de ativação do músculo tibial anterior do que o grupo experimental de maior desempenho muscular como resultado do programa de danças de salão, foi rejeitada. Talvez, a complexidade de movimentos, as constantes mudanças de direção, a coordenação intra e intermuscular requerida durante a dança podem ter contribuído para as adaptações neurais e justificar as melhorias similares entre os grupos experimentais. Tais adaptações incluem adaptação motora cortical, adaptações a nível espinhal, aumento na sincronização das taxas de disparo e na capacidade de recrutamento das unidades motoras (KNIGHT, KAMEN, 2001; BALSO; CAFARELLI, 2007) e mudanças no controle dos músculos sinérgicos (RUTHERFORD; JONES, 1986; BARRY, CARSON, 2004; PUCCI, GRIFFIN; CAFARELLI, 2009).

4.7 CONCLUSÃO

O programa de oito semanas de danças de salão com intensidade leve/moderada promoveu importantes incrementos na força e taxa de desenvolvimento de torque nos músculos dos membros inferiores, além de maiores níveis de ativação muscular do tibial anterior. A complexidade dos movimentos exigidos na dança pelos deslocamentos multidirecionais, giros, envolvimento de várias articulações e constantes mudanças de apoio, podem ter causado maior recrutamento de músculos estabilizadores, os quais não são recrutados intensamente durante as ações isoladas dos movimentos estereotipados que são realizados no treinamento convencional com resistência, e desta forma, ter contribuído para um aumento na capacidade de produzir torque. Melhores níveis de força e potência associados a maior ativação muscular e menor déficit de ativação podem trazer importantes aprimoramentos na capacidade de idosos em executar tarefas simples do cotidiano como locomover-se com maior estabilidade, levantar-se de uma cadeira, subir e descer escadas, de reagir a situações inesperadas como tropeços com melhores estratégias de ajuste corporal. Além disso, pode promover maior independência, maior interação do idoso com o meio, e principalmente prevenir quedas com conseqüente melhora da qualidade de vida e do bem estar.

5 EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE O CONTROLE POSTURAL EM IDOSAS

5.1 INTRODUÇÃO

Controle postural pode ser considerado uma habilidade motora complexa que depende da interação de vários processos sensório-motores (HORAK, 1996, 2006) que envolvem os sistemas visual (O'CONNOR et al., 2008; PALM et al., 2009), vestibular (MATHESON et al., 1998), somatossensorial (GUILLOU et al., 2007), motor e nervoso central (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002; DU PASQUIER et al., 2003).

Com o processo de envelhecimento esses sistemas deterioram gradativamente e, associados à redução da massa e da força muscular (RUBENSTEIN; JOSEPHSON, 2002; GRANACHER et al., 2010) podem causar diminuição da capacidade reativa (; MACKEY; ROBINOVITCH, 2006; MELZER et al., 2007; MANSFIELD et al., 2010) e levar a alterações da orientação espacial e equilíbrio (HORAK, 2006; GRANACHER et al., 2012) e aumentar o risco de quedas na população idosa (HORAK, 2006; BERRY; MILLER, 2008; GRANACHER et al., 2011).

Em condições ortostáticas, a base de apoio permanece estacionária e apenas o centro de massa oscila (WOOLLACOTT, TANG, 1997), enquanto que em condições dinâmicas, nas mudanças de posição, tanto a base de apoio quanto o centro de massa se movimentam (GRANACHER et al., 2011) o que exige a adoção de estratégias e ajustes posturais mais complexas para manter a estabilidade postural (ABRAHAMOVÁ; HLAVAČKA, 2008; LIN et al., 2010). O controle postural em situações dinâmicas parece estar diretamente associado à capacidade reativa, que envolve mudanças de apoio para se atingir a estabilidade postural (MACKEY; ROBINOVITCH, 2005; LIAW et al., 2009), nestas situações o risco de quedas é maior em idosos (RUBENSTEIN; JOSEPHSON, 2002; MAKI; MCILROY, 2006).

As alterações do controle postural têm sido evidenciadas pela posturografia, com utilização da plataforma de força, que mensura a posição, percurso e velocidade do centro de pressão durante postura ortostática (ereta quieta) e dinâmica (resposta a uma perturbação ou durante um movimento) (LIAW et al., 2009; DUARTE, 2010; BAUER et al., 2010).

Na condição ortostática os idosos apresentam maiores oscilações do centro de pressão (CP) na direção anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) e maior velocidade de deslocamento do CP quando comparados a jovens (BEAN et al., 2003; DU PASQUIER et al., 2003; AMIRIDIS; HATZITAKI e ARABATZI, 2003). Du Pasquier et al. (2003) em um estudo longitudinal relataram aumentos das oscilações do CP na direção AP de $0,0041 \text{ cm.s}^{-1}.\text{ano}^{-1}$. Em adição, idosos com histórico de quedas apresentam oscilações do CP ainda maiores do que seus pares sem histórico de quedas (SHUMWAY-COOK et al., 1997; LAUGHTON et al., 2003).

Todavia, idosos fisicamente independentes e que mantêm atividade física moderada (semanal) apresentam melhor equilíbrio postural estático quando comparados aos idosos com baixo nível de atividade física (MELZER et al., 2003; TIEN; LIN, 2008; HAYASHI et al., 2012). Por outro lado, durante atividades que exigem frequentes mudanças de posição e em situações de perturbação do equilíbrio, em que respostas posturais rápidas são necessárias para evitar a queda, parece que a estabilidade postural estática não está diretamente associada à capacidade de recuperar o equilíbrio (MAKI et al., 1990; WOJCIK et al., 1999; MACKEY; ROBINOVITCH, 2005). Logo, condições dinâmicas parecem estar mais proximamente relacionadas à capacidade de recuperar o equilíbrio.

A capacidade em recuperar o equilíbrio frente à eminência de uma queda requer estratégias de ajustes posturais, que exigem velocidade de reação, como dar um passo rapidamente ou apoiar-se em um objeto (MAKI; MCILROY, 2006; MELZER et al., 2007). Alguns estudos têm evidenciado redução da capacidade reativa em idosos frente a situações de instabilidade postural (LIN; WOOLLACOTT, 2002; MELZER; ODDSSON, 2004; TUCKER et al., 2008), com atrasos que podem atingir a aproximadamente 100 milissegundos para o início de respostas posturais, as quais parecem importantes para a restauração do equilíbrio (MAKI; MCILROY, 1997; MELZER, et al., 2007). Os tempos de reação são ainda maiores

quando os idosos estão expostos a tarefas duplas (BRAUER et al., 2002; MELZER; ODDSSON, 2004; LIAW et al., 2009).

Diferentes estratégias para o aprimoramento do controle postural em idosos têm sido utilizadas. Dentre elas, várias formas tem sido encontradas e destacam-se os exercícios resistidos de alta (GRANACHER et al., 2009), baixa/moderada intensidade (BELLEW et al., 2003; ORR et al., 2006), Tai Chi Chuan (PEREIRA et al., 2008; CHEN et al., 2011), exercícios aquáticos (MELZER et al., 2008), treinamento combinado com força e equilíbrio (PARK et al., 2008; KIM; LOCKHART, 2010), treinamento de equilíbrio com perturbações (BULAT et al., 2007; BIERYLLA; MADIGAN, 2011), treinamento de equilíbrio com o Nintendo Wii (YOUNG et al., 2011) e dança (SOFIANIDIS et al., 2010). Os resultados desses estudos evidenciam melhoras no equilíbrio estático, no entanto, nem todos os resultados têm sido confirmados quando o equilíbrio dinâmico é testado.

Programas de exercícios baseados na dança têm sido propostos como um meio eficaz para melhorar o equilíbrio e reduzir a incidência de quedas em idosos (SHIGEMATSU et al., 2002; FEDERICI et al., 2005; SOFIANIDIS et al., 2010). Granacher et al. (2012), após 8 semanas, 2 sessões semanais de intervenção com dança baseada na salsa com intensidade de 50 a 70 batimentos por minuto (BPM), relataram melhorias da amplitude de oscilação do CP nas direções AP e ML no teste estático (plataforma de força), na posição ortostática com apoio unipodal (membro dominante com joelhos fletidos a 30° durante 30s), e incrementos em parâmetros relacionados à marcha (velocidade da passada, comprimento e tempo do passo).

Sofianidis et al. (2009) relataram melhorias na amplitude de deslocamento do CP nas direções AP, ML e na área total no equilíbrio ortostático no apoio unipodal (descrição acima) após 10 semanas de intervenção com dança tradicional grega de intensidade leve/moderada. Interessantemente, na posição tandem, em que os desafios posturais são maiores, não foram observadas diferenças. O equilíbrio dinâmico foi avaliado pelo teste de limite de estabilidade e apresentou reduções na amplitude de deslocamento do CP na direção AP e maiores amplitudes de movimento do tronco. Apesar de tais contribuições, apenas variáveis estabilométricas em condições estáticas foram testadas. Portanto, testes que

determinem o comportamento do sistema postural frente a condições dinâmicas são necessários para confirmar se melhorias sobre a capacidade reativa pode melhorar o controle postural e reduzir os riscos de queda. Estudos que tenham determinado a capacidade reativa em resposta a um programa de danças de salão não são conhecidos e são mais específicos do que testes ortostáticos (quase estáticos). Em adição, não é bem estabelecido se o nível de força inicial em idosos pode determinar diferentes respostas (PERRIN et al.,1999; TIEN; LIN, 2008), especialmente a estímulos com intensidade baixa e moderada que podem gerar pequenas adaptações em idosos com maior nível de força muscular. Por outro lado, tais estímulos podem propiciar grandes alterações naqueles com menores taxas de força.

Desta forma, o presente estudo visou descrever e comparar os efeitos de um programa de danças de salão sobre as variáveis do equilíbrio estático e dinâmico (velocidade de reação – teste do passo) em idosas que apresentam maior e menor desempenho muscular.

5.2 OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi analisar a influência de um programa de danças de salão sobre o controle postural ortostático e dinâmico em idosas.

5.2.1 Objetivos específicos

- Descrever e comparar a oscilação corporal durante manutenção da postura ereta quieta de idosas com maior e menor desempenho muscular, antes e após um programa de danças de salão nas condições de apoio bipodal (pés paralelos e unidos) com olhos abertos e olhos fechados e na posição tandem com olhos abertos.

- Analisar e comparar a velocidade do passo em idosas com maior e menor desempenho muscular, antes e após um programa de danças de salão.

5.3 HIPÓTESES

H₁ – Os grupos experimentais de maior desempenho muscular (GMAD) e de menor desempenho muscular (GMED) apresentarão melhorias nas variáveis de equilíbrio estático nas condições de pés unidos olhos abertos, pés unidos olhos fechados e na posição tandem após o programa de intervenção com danças de salão.

H₂ – O grupo experimental com menor desempenho muscular (GMED) apresentará melhorias mais acentuadas nas variáveis de equilíbrio estático do que o de maior desempenho muscular (GMAD) em resposta ao programa de danças de salão.

H₃ – Os grupos experimentais apresentarão melhorias na velocidade de execução do passo após um programa de danças de salão independente do nível de desempenho muscular (maior e menor desempenho).

H₄ – O grupo de menor desempenho muscular (GMED) apresentará maiores velocidades de execução do passo do que o de maior desempenho muscular (GMAD) após intervenção com um programa de danças de salão.

5.4 MÉTODO

5.4.1 Procedimentos experimentais

O recrutamento das participantes e a divisão dos grupos e procedimentos experimentais foram descritos no capítulo 3 (item 3.4.1).

Para determinar os efeitos de oito semanas de um programa de danças de salão sobre o controle postural estático e a velocidade do passo, as participantes passaram por duas sessões de avaliação idênticas antes (pré) e após (pós) o período de intervenção. As avaliações foram realizadas na Clínica de Fisioterapia da Universidade Positivo, sendo que a primeira sessão (PRÉ) ocorreu uma semana antes do início do estudo.

5.4.2 Equilíbrio estático

Os testes de equilíbrio estáticos com pés unidos e olhos fechados são considerados confiáveis para avaliar a estabilidade postural na população idosa (DU PASQUIER et al., 2003).

As participantes foram posicionadas sobre uma plataforma de forças (AMTI, modelo OR-06, USA), com uma frequência de amostragem de 100 Hz, com os membros superiores ao longo do corpo, nas condições (1) pés unidos olhos abertos, (2) pés unidos olhos fechados e na (3) posição Tandem Stance (pés posicionados um a frente do outro, com o calcanhar do pé à frente encostado nos dedos do pé posterior) com olhos abertos. A plataforma posicionada a uma distância de 2 metros da parede, e foram instruídos a olhar fixamente a um alvo com o olhar fixo a altura dos olhos. O tempo de permanência em cada posição foi de 60 segundos, com intervalo de 2 minutos entre cada teste. A realização dos testes foi de forma aleatória, e na posição tandem, foi permitido à participante escolher o membro inferior a ser posicionado à frente, posição que conferia maior estabilidade, e fixar o olhar no ponto de referência, que foi ajustado quanto a altura a cada participante. Quando a participante não conseguiu permanecer na posição ou algum movimento interferiu na aquisição dos dados, uma nova tentativa foi realizada respeitando o tempo de 2 minutos, a representação esquemática encontra-se na Figura 5.1.

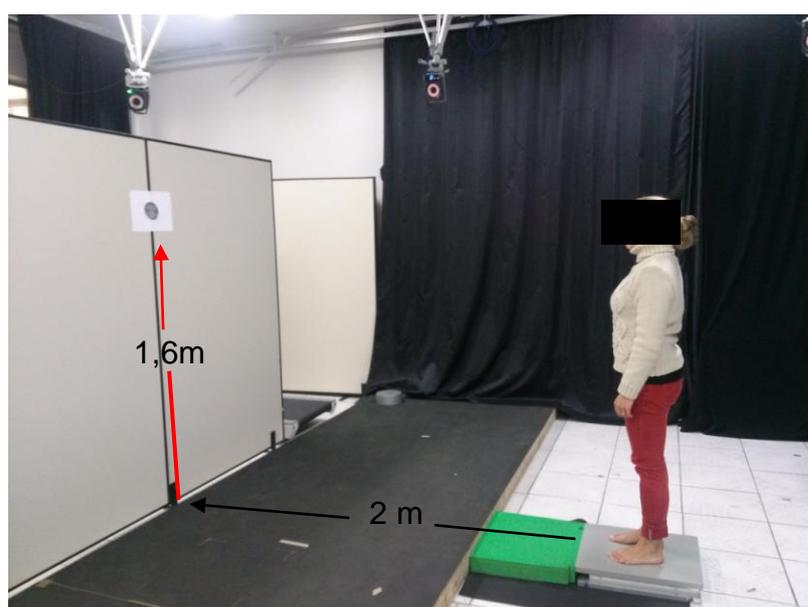


FIGURA 5.1 - Representação esquemática do posicionamento da referência visual e da

plataforma.

Os dados foram inicialmente colhidos com uma frequência de 100 Hz e suavizados usando um filtro digital Butterworth de 2ª ordem com frequência de corte de 10Hz. A partir dos dados filtrados, as seguintes variáveis foram calculadas com o auxílio de uma rotina especificamente construída para essa finalidade (MatLab, versão 7.0, MathWorks, USA): amplitude do deslocamento do CP no sentido mediolateral (ML) e anteroposterior (AP) (cm); desvio padrão do CP na direção ML e AP (cm); valor médio quadrático da componente de velocidade ML e AP do CP (cm/s); valor médio da velocidade absoluta do CP na direção ML e AP (cm/s); valor médio do módulo do vetor de velocidade do CP; comprimento da trajetória do CP (cm); área (cm²) calcula área do CP e frequência mediana da oscilação do CP na direção ML e AP. A representação do estabilograma do deslocamento do CP no sentido anteroposterior e mediolateral encontra-se na Figura 5.2. A descrição das variáveis encontra-se no Quadro 5.1.

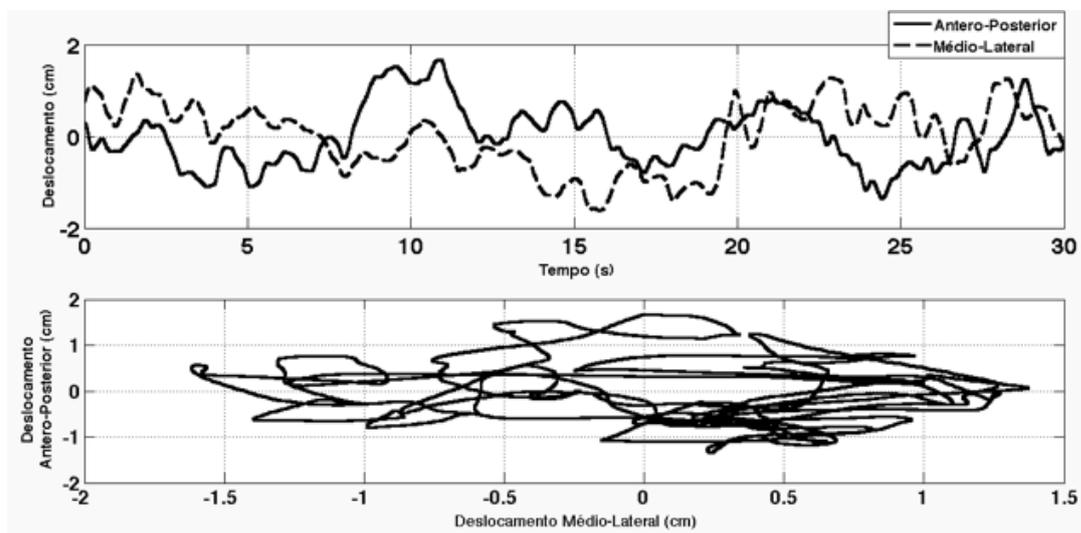


FIGURA 5.2 – Representação do estabilograma do deslocamento do CP anteroposterior e mediolateral.

QUADRO 5.1 Descrição das variáveis empregadas para caracterizar a condição de equilíbrio estático.

VARIÁVEIS	DESCRIÇÃO
Amplitude de deslocamento (cm)	Medida através da distância entre o deslocamento máximo e mínimo do centro de pressão para cada direção (ântero-posterior e médio-lateral).
Desvio Padrão do centro de pressão (cm)	Representado pela dispersão do deslocamento do centro de pressão em relação à posição média para cada direção (ântero-posterior e médio-lateral), calculada pela raiz quadrada média dos respectivos deslocamentos do centro de pressão.
Velocidade média (cm.s-1)	Velocidade média quadrática do deslocamento do centro de pressão em cada direção (ântero-posterior e médio-lateral).
Velocidade Média Total (cm.s-1)	É calculada pela trajetória do deslocamento do centro de pressão nas duas direções dividida pelo tempo total da tentativa.
Trajectoria total (cm)	Representada pelo "tamanho" ou deslocamento total do centro de pressão sobre a base de suporte.
Área (cm ²)	Obtida através de uma elipse que engloba 95% da área formada pelo centro de pressão.

5.4.3 Equilíbrio dinâmico - Teste do Passo

Os testes dinâmicos parecem determinar a capacidade reativa frente a distúrbios inesperados do equilíbrio, e o teste da velocidade do passo têm demonstrado ser um parâmetro da capacidade reativa, pois as quedas em idosos geralmente ocorrem em situações de deslocamento (MELZER et al., 2007; SHIN; DEMURA, 2010).

A condição dinâmica envolve a relação da resposta de velocidade de execução do passo do membro de recuperação, a qual foi proposta e empregada por Melzer et al. (2007), onde ações específicas e integradas dos membros inferiores devem ser efetuadas a fim de reposicionar um dos segmentos no solo.

O teste do passo envolve a relação da resposta de velocidade de execução do passo do membro de recuperação e baseou-se nos procedimentos propostos por Melzer et al., (2007), onde ações específicas e integradas dos membros inferiores devem ser efetuadas a fim de reposicionar um dos segmentos no solo. Para a execução do teste a participante foi posicionada descalça sobre a plataforma, na posição ortostática, a posição padronizada com 6cm de distância entre os

calcanhares, com os membros superiores relaxados ao lado do corpo, olhos abertos, com o olhar fixado em um ponto localizado à frente numa distância de 2 metros. Foram orientadas a permanecer em posição ortostática com os pés afastados a uma distância de 6 cm, foram orientadas a dar um passo o mais “rápido possível” à frente, imediatamente após um toque manual aplicado pela avaliadora na região do calcâneo. O passo foi efetuado para frente e com o membro direito de forma a tocar uma área de 60 cm de comprimento desenhada à frente da plataforma de forças. No período que precedeu o teste, foram realizadas 3 tentativas como forma de familiarização (MELZER; ODDSON, 2004; MELZER *et al.*, 2009). Após esse breve período de adaptação, um conjunto de três tentativas para frente foi realizada. A média das variáveis das tentativas foi empregada para representar o desempenho dos participantes. A representação do teste encontra-se na Figura 5.3.

Os dados para determinar os parâmetros temporais de cinco diferentes fases de execução do movimento seguiram a definição de Melzer *et al.* (2007). Os dados foram inicialmente colhidos com uma frequência de 100 Hz e suavizados usando um filtro digital Butterworth de 2ª ordem com frequência de corte de 10Hz. A partir dos dados filtrados, as seguintes variáveis foram calculadas com o auxílio de uma rotina especificamente construída para essa finalidade (MatLab, versão 7.0, MathWorks, USA): (1) Início do passo - (F_y); (2) Perda do contato do pé com o solo (F_x); (3) Contato do pé com o solo (F_z) de reação do solo quando o sujeito permanece em apoio unipodal, com a perna de balanço fora da plataforma de forças; (4) Fase de preparação; (5) Fase de balanço. As definições das variáveis encontram-se no Quadro 5.2. Após o cálculo de cada fase do passo, foram calculados os tempos de execução de cada ciclo, diminuindo o tempo do passo do ciclo posterior para o ciclo anterior.

QUADRO 5.2 – Definição das variáveis do teste do passo de acordo com Melzer (2007).

Fase: Toque inicial (1)	Três desvios padrão acima da média da força de reação do solo no eixo FY (ântero-posterior)
Fase: Início do passo (2)	Primeira mudança súbita no sentido médio lateral do CP ml através da perna de balanço
Fase: Perda do contato do pé com o solo (3)	Início da redução da força FZ, primeiro valor após a média e um desvio padrão
Fase: Contato do pé com o solo (4)	Início da redução da força FZ, primeiro valor após a média e um desvio padrão
Ciclo: Início do passo (2-1)	Tempo entre o toque inicial (1) e o início do passo (2)
Ciclo: Fase de preparação (2-3)	Tempo entre o início do passo (2) e a perda do contato do pé com o solo (3)
Ciclo: Fase de balanço (4-3)	Tempo entre a perda do contato com o solo (3) e o contato do pé com o solo (4)
Ciclo: Tempo total do passo (4-1)	Tempo do contato do pé com o solo (4) e o toque inicial (1)

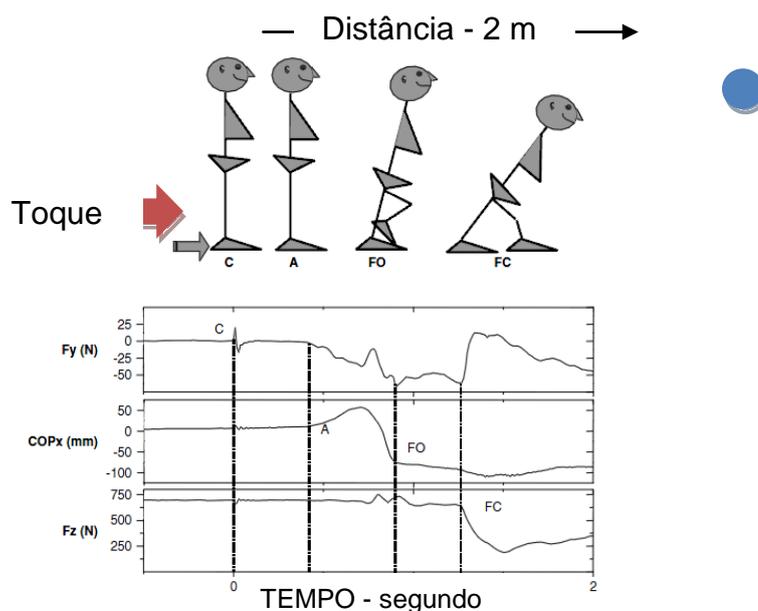


FIGURA 5.3 - Representação do teste do passo. Adaptado de (Melzer et al., 2007).

C – representa o toque inicial, A – o início do passo, FO – perda de contato do pé e FC – contato do pé com o solo.

5.4.4 Análise estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado e confirmou a normalidade dos dados. Dessa forma, um número de análises de variância (ANOVA two-way) foi aplicado para testar as diferenças entre os grupos experimentais e o grupo controle e a evolução dos parâmetros ao longo das medidas (PRÉ e PÓS). Uma análise de variância com um fator (ANOVA one-way) foi utilizada para comparar os grupos em relação aos dados iniciais (pré-treinamento). Quando diferenças significativas foram encontradas no PRE, uma análise de covariância (ANCOVA) foi aplicada, sendo que os dados iniciais foram utilizados como covariadas. Quando diferenças foram encontradas o teste de Fischer foi aplicado para determinar onde ocorreram. Os testes estatísticos tiveram nível de significância de $p < 0.05$ e foram aplicados através de um pacote estatístico (Statística, versão 7.0, StatSoft, USA).

5.5 RESULTADOS

5.5.1 Teste de Equilíbrio estático

Os valores iniciais (PRÉ) do equilíbrio estático nas condições pés unidos paralelos e olhos abertos, pés unidos paralelos e olhos fechados e tandem, foram similares entre os grupos (GMAD, GMED e GC) para todas as variáveis ($p > 0,05$). No entanto, diferiram na velocidade de deslocamento do CP na direção ML nas condições pés unidos olhos abertos e olhos fechados, velocidade média total nas condições de pés unidos com olhos abertos e tandem ($p < 0,05$).

Foram encontradas diferenças após o período de intervenção (PRÉ e PÓS) nas três condições de teste. Na condição pés unidos e olhos abertos, o GMAD apresentou menores amplitudes de deslocamento do CP nas direções AP e ML ($p < 0,05$), na velocidade de deslocamento do CP na direção ML, na velocidade média total ($p < 0,05$), na área e trajetória do CP ($p < 0,05$). O GMED na velocidade de deslocamento na direção AP e ML e trajetória do CP ($p < 0,05$). Na condição pés unidos e olhos fechados, o GMAD e o GMED apresentaram diferenças em todas as variáveis analisadas ($p < 0,05$), exceto na velocidade média na direção AP onde somente o GMED apresentou redução ($p < 0,05$). Na condição tandem, o GMAD e o

GMED apresentaram menores amplitudes de deslocamento ML, velocidade média total de deslocamento na direção ML, velocidade média total de deslocamento do CP e na trajetória de deslocamento do CP ($p < 0,05$). Na amplitude de deslocamento na direção AP as diferenças ocorreram no GMAD e na área do CP as diferenças ocorreram no GMED ($p < 0,05$). No desvio padrão nas direções AP e ML nenhum dos grupos apresentou diferenças em nenhuma das condições de teste ($p > 0,05$).

Os ganhos do GMAD e GMED foram equivalentes ($p > 0,05$) para a trajetória do CP, na condição de pés unidos e olhos abertos, para a amplitude de deslocamento AP, área do CP ($p < 0,05$) na condição pés unidos e olhos fechados, para a amplitude de deslocamento do CP na direção ML, velocidade média de deslocamento do CP na direção ML e velocidade média total de deslocamento do CP ($p < 0,05$) na condição tandem, no entanto, foram suficientes para diferenciá-los do GC.

Interações entre o GMAD e GMED ocorreram na amplitude de deslocamento na direção AP ($p < 0,05$) e na velocidade média total de deslocamento do CP ($p < 0,05$) na condição pés unidos e olhos abertos e com os olhos fechados na velocidade média de deslocamento do CP na direção ML ($p < 0,05$), maiores no GMAD. Entre o GMAD e GC na amplitude de deslocamento na direção AP, na velocidade de deslocamento na direção ML e na velocidade média total de deslocamento e área do CP ($p < 0,05$) na condição de pés unidos e olhos abertos; na velocidade média de deslocamento ML, velocidade média total na área do CP e na trajetória do CP ($p < 0,05$) na condição com olhos fechados. Entre o GMED e GC na amplitude de deslocamento do CP na direção AP ($p < 0,05$) com pés unidos e olhos fechados; na trajetória de deslocamento do CP ($p < 0,05$) na condição tandem. Os resultados do teste de equilíbrio nas condições pés unidos com olhos abertos, pés unidos com olhos fechados e posição tandem encontram-se na Tabela 5.1.

TABELA 5.1 - Testes de equilíbrio sem perturbação com os olhos abertos (OA), com os olhos fechados (OF) e o tandem (TD), para os grupos de maior desempenho muscular (GMAD), menor desempenho (GMED) e grupo controle (GC), pré e pós treino (média \pm dp) para a Amplitude de deslocamento, desvio padrão e velocidade média de deslocamento do centro de pressão nas direções anteroposterior e mediolateral, velocidade média total, área e trajetória do CP.

TESTES	GMAD			GMED			GC	
	PRÉ	PÓS		PRÉ	PÓS	PRÉ	PÓS	
Ampl CP AP (cm)	OA	3,27 \pm 0,95	2,44 \pm 0,90* ^{a b}	2,64 \pm 0,644	2,59 \pm 0,77	2,69 \pm 0,65	2,96 \pm 0,54 ^b	
	OF	4,18 \pm 1,26	2,88 \pm 1,22*	3,09 \pm 1,06	2,10 \pm 0,58* ^c	3,08 \pm 1,45	3,30 \pm 0,95 ^c	
	TD	3,63 \pm 1,38	2,35 \pm 0,94*	3,56 \pm 1,70	2,35 \pm 0,74	2,68 \pm 1,05	2,85 \pm 0,64	
Ampl CP ML (cm)	OA	3,38 \pm 1,11	2,47 \pm 0,84*	2,42 \pm 0,71	2,29 \pm 0,80	2,98 \pm 1,17	3,04 \pm 0,98	
	OF	3,54 \pm 1,43	2,83 \pm 1,44	2,93 \pm 1,06	2,17 \pm 0,94*	3,43 \pm 1,72	3,34 \pm 1,26	
	TD	5,04 \pm 1,40	3,58 \pm 1,06*	4,70 \pm 1,39	3,34 \pm 1,15*	3,90 \pm 0,88	4,05 \pm 1,18	
Vel (rms) AP (cm/s)	OA	1,29 \pm 0,36	0,82 \pm 0,31	1,51 \pm 1,75	0,83 \pm 0,20*	1,10 \pm 0,32	1,12 \pm 0,30	
	OF	1,72 \pm 0,65	1,22 \pm 0,43	1,76 \pm 1,48	0,98 \pm 0,29*	1,26 \pm 0,55	1,22 \pm 0,47	
	TD	2,42 \pm 1,02	1,37 \pm 0,50	2,46 \pm 1,25	1,61 \pm 0,77	1,77 \pm 0,55	1,76 \pm 0,48	
Vel (rms) ML (cm/s)	OA	1,40 \pm 0,65	0,90 \pm 0,31* ^b	0,79 \pm 0,32	0,54 \pm 0,35*	1,01 \pm 0,51	0,98 \pm 0,47 ^b	
	OF	2,72 \pm 1,88	1,15 \pm 0,59* ^{a b}	1,29 \pm 0,55	0,97 \pm 0,36 ^a	0,80 \pm 0,59	0,83 \pm 0,60 ^b	
	TD	2,95 \pm 0,69	2,25 \pm 0,67*	2,93 \pm 0,61	2,10 \pm 0,58*	2,50 \pm 0,65	2,54 \pm 0,75	
Vel Méd Total (VMT) (cm/s)	OA	2,13 \pm 0,65	1,43 \pm 0,37* ^{a b}	1,57 \pm 0,29	1,37 \pm 0,34 ^a	1,81 \pm 0,52	1,83 \pm 0,59 ^b	
	OF	2,85 \pm 1,28	1,96 \pm 0,69* ^b	2,06 \pm 0,84	1,53 \pm 0,42*	2,26 \pm 0,82	2,28 \pm 0,62 ^b	
	TD	4,23 \pm 1,15	2,93 \pm 0,85*	4,27 \pm 1,36	2,91 \pm 0,99*	3,20 \pm 0,63	3,31 \pm 1,03	
Desvio Padrão CP (AP) cm	OA	0,58 \pm 0,16	0,45 \pm 0,12	0,54 \pm 0,16	0,44 \pm 0,15	0,54 \pm 0,11	0,56 \pm 0,10	
	OF	0,70 \pm 0,18	0,49 \pm 0,21	0,53 \pm 0,22	0,39 \pm 0,10	0,57 \pm 0,18	0,61 \pm 0,14	
	TD	0,43 \pm 0,20	0,39 \pm 0,15	0,47 \pm 0,22	0,35 \pm 0,12	0,51 \pm 0,17	0,54 \pm 0,15	
Desvio Padrão CP (ML) cm	OA	0,57 \pm 0,25	0,47 \pm 0,18	0,47 \pm 0,17	0,43 \pm 0,16	0,48 \pm 0,24	0,53 \pm 0,22	
	OF	0,43 \pm 0,27	0,40 \pm 0,21	0,51 \pm 0,21	0,41 \pm 0,18	0,53 \pm 0,26	0,55 \pm 0,22	
	TD	0,65 \pm 0,32	0,61 \pm 0,25	0,60 \pm 0,35	0,60 \pm 0,22	0,62 \pm 0,23	0,62 \pm 0,27	
Área CP (cm ²)	OA	5,84 \pm 3,15	3,99 \pm 2,68*	5,11 \pm 3,21	3,56 \pm 2,13	4,86 \pm 2,71	4,95 \pm 2,85	
	OF	7,65 \pm 4,80	4,38 \pm 2,55*	5,74 \pm 3,27	3,09 \pm 1,85*	4,06 \pm 2,22	4,22 \pm 2,81	
	TD	7,98 \pm 4,43	5,24 \pm 3,95	7,05 \pm 3,75	3,76 \pm 1,88*	5,75 \pm 1,72	5,89 \pm 2,79	
Trajetória CP (cm)	OA	79,22 \pm 25,98	52,98 \pm 13,24*	64,55 \pm 14,63	52,17 \pm 12,68*	62,89 \pm 18,93	69,38 \pm 22,04	
	OF	107,61 \pm 49,03	71,95 \pm 28,90* ^b	84,87 \pm 32,09	58,68 \pm 16,50*	86,14 \pm 31,91	81,48 \pm 24,26 ^b	
	TD	159,80 \pm 43,16	111,56 \pm 33,20* ^b	161,66 \pm 50,60	111,38 \pm 36,98* ^c	133,86 \pm 51,62	127,86 \pm 33,24 ^{b c}	

Legenda: Amplitude do deslocamento do CP no sentido anteroposterior (AP) e mediolateral (ML) (cm); valor médio quadrático da componente de velocidade ML e AP do CP (cm/s), Velocidade média total (VMT); desvio padrão do CP na direção ML e AP (cm); área do CP (cm²) e trajetória do CP (cm), no grupo maior desempenho (GMAD), menor desempenho (GMED) e o grupo controle GC. * (p<0,05) diferenças entre o pré e pós; ^a interações GMAD e GMED; ^b interações GMAD e GC; ^c interações GMED e GC.

5.5.2 Equilíbrio dinâmico - Teste do Passo

Os valores iniciais (PRÉ) do equilíbrio dinâmico – teste do passo foram similares entre os grupos (GMAD, GMED e GC) para todas as variáveis ($p > 0,05$). Porém, foram encontradas diferenças após o período de intervenção (PRÉ e PÓS) no GMAD e no GMED na fase preparatória e tempo do passo ($p < 0,05$). Por outro lado, na fase do início do passo e balanço, apenas o GMAD apresentou menores tempos de realização das fases. O GC não apresentou alterações ao longo do estudo.

As reduções no tempo de execução no GMAD e GMED da fase do início do passo foram de 48% ($p < 0,05$) e 34% ($p > 0,05$), na fase de preparação 29% ($p < 0,05$) e 21% ($p < 0,05$), na fase de balanço 28% ($p < 0,05$) e 9% ($p > 0,05$) e no tempo do passo 27% ($p < 0,05$) e 15% ($p < 0,05$), respectivamente. As melhorias encontradas na fase de balanço e no tempo do passo foram similares entre os grupos experimentais (GMAD e GMED) ($p > 0,05$), no entanto, foram suficientes para diferenciá-los do GC ($p < 0,05$). Interações ocorreram entre o GMAD e GC ($p < 0,05$) em todas as fases de execução. Interações entre GMED e GC ($p < 0,05$) ocorreram na fase de preparação e tempo do passo. Os resultados do teste do passo encontram-se na Figura 5.4.

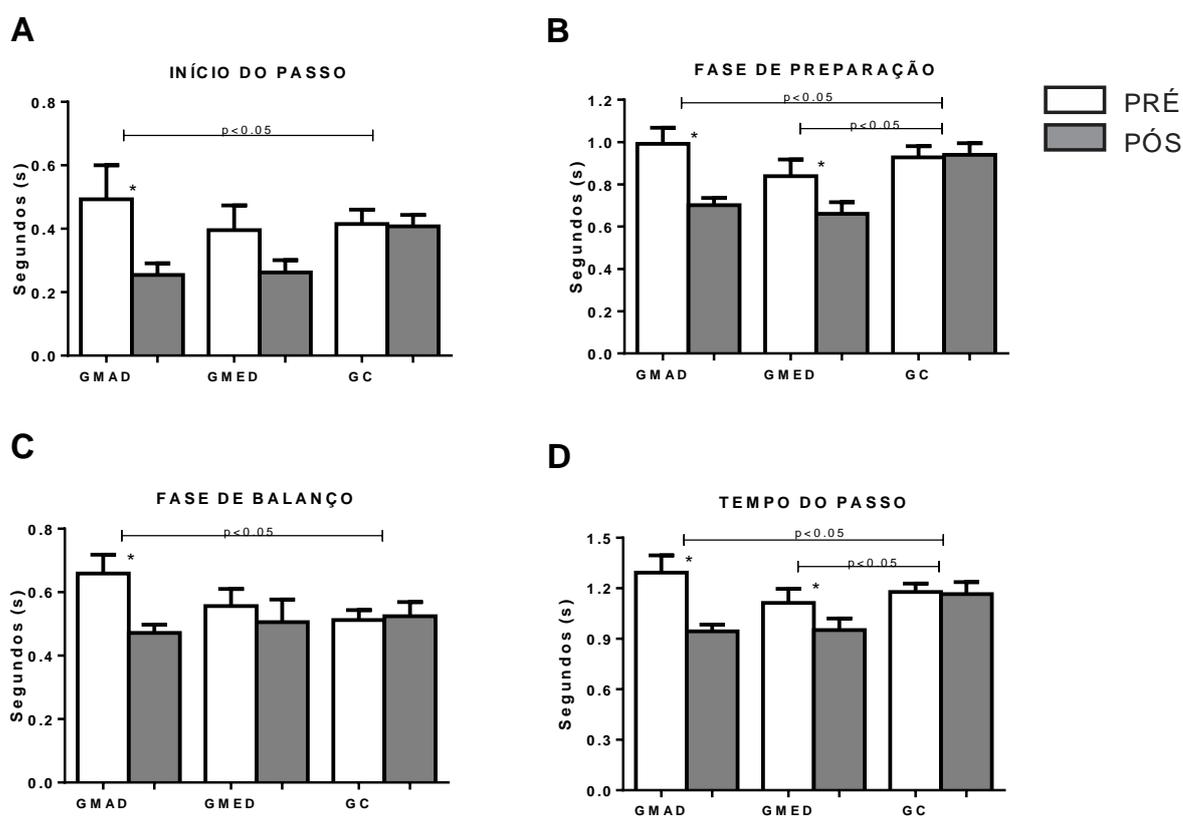


FIGURA 5.4 - Teste do passo para frente e as variáveis apresentadas para análise, início do passo (painel A), fase de preparação (painel B), fase de balanço (painel C) e tempo total do passo (painel D) dos participantes do grupo controle (GC), grupo maior desempenho (GMAD) e grupo menor desempenho (GMED). * Indica diferença significativa entre pré e pós do grupo ($p < 0.05$). As linhas horizontais indicam onde interações ocorreram.

5.6 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo analisar os efeitos de um programa de danças de salão sobre o controle postural em idosas. Os resultados mostraram que um período de intervenção de oito semanas foi suficiente para promover importantes aprimoramentos do equilíbrio estático nos grupos experimentais GMAD e GMED. No teste do passo, que visou testar o sistema postural e condições dinâmicas, o GMAD apresentou reduções no tempo de execução de todas as fases do teste e o GMED na fase preparatória e no tempo total do passo. O grupo controle não apresentou alterações em nenhuma das variáveis analisadas ao longo do estudo. Os resultados do teste do passo indicaram que os grupos submetidos ao programa de dança

tiveram influencia positiva, que foi capaz de reduzir os tempos de reação a um distúrbio.

Após o período de intervenção, o GMAD apresentou reduções ($p < 0.05$) na amplitude de deslocamento AP (26%) e ML (27%) com olhos abertos. Os achados são maiores aos reportados por Granacher et al. (2011), que após oito semanas de intervenção com um programa de danças baseados na salsa com intensidade de 50 a 70 BPM, 2 sessões semanais, as reduções na amplitude de deslocamento na direção AP foi de 13% e ML de 11%. No entanto, menores aos reportados por Sofianidis et al. (2009), 41% na amplitude de deslocamento do CP na direção ML em apoio unipodal, após um programa de 10 semanas de dança grega com intensidade leve/moderada com periodicidade de 2 sessões semanais. Comparações devem ser feitas com cautela, visto que, nestes estudos a mensuração foi realizada em apoio unipodal.

Na dança, deslocamentos anteroposteriores e mediolaterais com alterações da base de suporte são solicitados durante a coreografia de forma alternada (KEOGH et al., 2009; WU et al., 2011). Talvez, tais movimentos associados a manutenção da postura ereta, principalmente do tronco, possam ter determinado melhor controle e coordenação inter e intramuscular (SOFIANIDIS, 2009), redução da co-ativação dos antagonistas que associados a melhorias da força muscular (capítulo 4) e velocidade de condução nervosa (ZANGH et al., 2008), possam ter sido determinantes nas melhorias observadas na estabilidade postural na condição de base diminuída. Adicionalmente, o tempo de manutenção em base diminuída foi diferente a cada ritmo musical, como exemplo, a valsa, que exige maior tempo de permanência na posição com os pés unidos, pode ter fornecido informações proprioceptivas e contribuído para os resultados observados.

Na condição de olhos fechados, maiores oscilações na amplitude e na velocidade do CP nas direções AP e ML foram observadas nos dois grupos experimentais (GMAD e GMED). De fato, alguns estudos têm reportado a influência da visão nas maiores oscilações do CP (O'CONNOR et al., 2008; PALM et al., 2009). Por outro lado, os dois grupos experimentais (GMAD e GMED) apresentaram melhorias expressivas na amplitude de deslocamento do CP nas direções AP e na velocidade média total de deslocamento. Estes resultados sugerem que alterações

nas respostas posturais podem ser parcialmente explicadas por uma diminuição relativa da contribuição do feedback visual, ou por melhorias nos sistemas vestibular e/ou somatossensoriais, associados a mudanças no processamento e integração das entradas sensoriais pelo sistema nervoso (SUNDERMIER et al., 1996; O'CONNOR et al., 2008; KIM et al., 2011), embora essas não tenham sido diretamente analisadas neste estudo.

Quando maiores desafios foram impostos, na posição tandem, os dois grupos apresentaram importantes reduções da amplitude e velocidade de deslocamento do CP na direção ML, na velocidade média total e trajetória do CP. Em contraste, Sofianidis et al. (2009) relataram que na posição tandem não foram encontradas melhorias após o período de intervenção. Talvez estes resultados possam ser justificados pelo número de sessões semanais (3), pela variedade de ritmos utilizados associados a constantes mudanças de posição, direção e de base de apoio. Além disso, aumentos da força muscular de membros inferiores poderiam justificar parcialmente a estabilidade durante a posição estática, o incremento da força dos músculos abdutores do quadril, pode ter contribuído para a redução da amplitude e velocidade dos deslocamentos mediolaterais (ROGERS, MILLE, 2003; LIU, LOCKHART, 2009) e aprimoramento das estratégias do quadril (AMIRIDIS et al., 2003). No entanto, a força é um dos fatores que interfere no equilíbrio, mas não é o único determinante, melhorias nos sistemas sensoriais e neuromusculares podem ter contribuído para estes resultados. Portanto, a hipótese H_1 de que os grupos experimentais de maior desempenho muscular (GMAD) e de menor desempenho muscular (GMED) apresentariam melhorias nas variáveis de equilíbrio estático nas condições de pés unidos olhos abertos, pés unidos olhos fechados e na posição tandem após o programa de intervenção com danças de salão foi aceita.

Quando comparações são feitas entre os grupos experimentais (GMAD e GMED), o GMAD apresentou maiores ganhos do que o GMED na amplitude de deslocamento do CP na direção AP e velocidade de deslocamento médio total com olhos abertos e na velocidade média de deslocamento na direção ML com olhos fechados. Talvez, as melhorias observadas no GMAD, se devam aos estímulos visuais, vestibulares e somatossensoriais, decorrentes da dança (BLÄSING et al., 2012, KIM et al., 2011), que associados a melhor condição muscular tenham

contribuído para uma maior integração destes sistemas conferindo estratégias reativas mais rápidas de controle postural (O'CONNOR et al., 2008; ZALETEL et al., 2010). Portanto, a hipótese H₂ de que o grupo experimental com menor desempenho muscular (GMED) apresentaria melhorias mais acentuadas nas variáveis de equilíbrio estático do que o de maior desempenho muscular (GMAD) em resposta ao programa de danças de salão foi rejeitada.

A capacidade em manter uma postura ereta estável é importante para o controle postural em idosos, no entanto, os maiores riscos às quedas são em situações de mudanças de posição, principalmente durante a locomoção (TALBOT et al., 2005; HORAK, 2006; SALMINEN et al., 2009; GRANACHER et al., 2012;). Tropeços são responsáveis por 53% de quedas nesta população (PAVOL et al., 2001), e a capacidade em reagir rapidamente nestas situações pode ser uma estratégia fundamental para prevenir a ocorrência de quedas. Todavia, a capacidade reativa em idosos encontra-se reduzida (TUCKER et al., 2008; LIAW et al., 2009; LIN, WOOLLACOTT, 2002), e existe indícios que há pouca associação das medidas de equilíbrio estático com a capacidade em recuperar o equilíbrio em situações dinâmicas (MACKEY; ROBINOVITCH, 2005; 2006; PAVOL et al., 2001).

A capacidade em reagir rapidamente a um distúrbio pode ser avaliada pelo teste do passo, considerado um teste funcional e específico para situações em que uma perturbação está presente (MELZER et al., 2007; SHIN, DEMURA, 2010) e fornece informações sobre o tempo de resposta dos idosos frente a uma perturbação.

Após o período de intervenção o tempo total do passo foi reduzido em ambos os grupos experimentais (GMAD = 1,29s - 0,94s e GMED = 1,11s - 0,95s). No entanto, as reduções observadas foram similares entre os grupos, enquanto que o GC não apresentou alteração em nenhuma das fases de execução do passo. Melzer et al. (2009) reportaram que idosos entre 65 a 91 anos que mantêm uma atividade física regular (>2 vezes/semana), apresentam maior velocidade no teste do passo (0,95s) do que idosos sedentários (1,15s). De fato, após o período de intervenção, os resultados se assemelham aos acima relatados em idosos ativos (Melzer et al., 2009). Os resultados apontam, que os movimentos impostos na dança com diferentes velocidades de deslocamentos, tenham sido determinantes no controle e

na velocidade do movimento durante as fases do passo (GRANACHER et al., 2012), associados à maior velocidade de contração e melhorias neurais (ORR et al., 2006; KNIGHT; KAMEN, 2001). De fato, no presente estudo foram observadas melhorias em parâmetros morfológicos associados à capacidade de gerar torque (capítulo 3) e na ativação muscular (capítulo 4).

Além disso, idosos apresentam maiores tempos na fase de início do passo quando comparados a jovens e principalmente em situações de dupla tarefa ou que exigem atenção (MELZER et al., 2007). O início do passo representa a capacidade reativa e pode indicar o rápido processamento neural necessário pra iniciar o movimento durante uma tarefa voluntária postural (MELZER et al., 2007, 2008, 2009). Os resultados mostraram que na fase do início do passo o GMAD apresentou melhorias de 48% (0,49s – 0,25s) e o GMED 34% (0,4s -0,26s). Talvez, os resultados possam ser justificados pelo aumento da velocidade de transmissão do impulso nervoso pelas vias aferentes e eferentes, determinando o rápido início da resposta motora (FREITAS; BARELA, 2006; MELZER et al., 2007; DIEËN et al., 2005).

A fase preparatória é caracterizada pela remoção do segmento do solo e depende da capacidade de geração de força, principalmente pela taxa de desenvolvimento de torque (TDT) dos flexores do quadril, joelho e tornozelo (MELZER et al., 2007). Granacher et al. (2010) reportaram que a TDT dos músculos do membro inferior dos idosos quando comparados à jovens, apresentaram valores de 76% na fase inicial (0-30s) da curva força-tempo e 59% (0-100s) menores. Nesta fase, os grupos experimentais (GMAD e GEMD) apresentaram melhorias ($p < 0.05$). Aumentos expressivos na TDT dos músculos do membro inferior foram observados nos dois grupos experimentais e estão descritos no capítulo 4, e talvez, possam justificar as melhorias encontradas nessa fase.

Na fase de balanço, os resultados demonstraram que o GMAD apresentou reduções ($p < 0,05$) no tempo de execução, no entanto, esse grupo apresentava o maior tempo inicial (Pré) comparado com GMED e GC. Alguns estudos têm sugerido, que as maiores dificuldades encontram-se no controle do membro durante a fase de balanço e/ou apoio (MCILROY; MAKI, 1996; THELEN et al., 1997; LUCHIES et al., 1999), principalmente para controlar a tendência de deslocamento lateral do centro de massa, que exige um controle preciso da trajetória do membro

inferior em movimento e capacidade de sustentação do peso em um único membro inferior, o que pode aumentar o risco em queda lateral (MAKI et al., 2001; MAKI, MCILROY, 2006).

Decréscimos da função musculoesquelética, sensorial e/ou processamento neural podem determinar estas dificuldades. Contudo, tem sido sugerido que a redução da capacidade de geração de torque dos músculos do membro inferior, principalmente dos abdutores, flexores do quadril e extensores do joelho, podem contribuir para a dificuldade em controlar a estabilidade durante a fase de balanço e/ou apoio (MAKI, MCILROY, 1999; ROGERS, MILLE, 2003; MAKI, MCILROY, 2006). De fato, foram observados importantes incrementos da TDT em todos os músculos do membro inferior (capítulo 4) e, talvez, possa justificar parcialmente os resultados obtidos. No entanto, o controle postural depende de outros sistemas como o visual, vestibular, somatossensorial e nervoso central, e parece que a dança pode estimular estes sistemas durante a prática, pois, é uma ação sensório-motora complexa que envolve a integração de ritmo, padrão espacial, sincronização de estímulos externos e coordenação de todo o corpo (BLÄSING et al., 2012; BROWN et al., 2006). Além disso, requer atenção e memória para a realização das coreografias com sequência de gestos, passos e movimentos coordenados de acordo com o ritmo musical (ZALETEL et al., 2010; GRANACHER et al., 2011).

As quedas em idosos geralmente ocorrem em movimento e quando acompanhadas de tarefas que exigem atenção, ou dupla tarefa, este risco aumenta ainda mais (SAPARROW et al., 2002; BRAUER et al., 2002). Há indícios, que a capacidade reativa no idoso frente a distúrbios posturais quando associado a uma tarefa cognitiva, a velocidade da resposta é ainda mais lenta (BRAUER et al., 2002; MELZER et al., 2007,2008).

Em recente estudo com neuroimagem, Brown et al. (2006) reportaram que durante os movimentos rítmicos espacialmente padronizados da dança (tango) com intensidade de 60 BPM houve ativação do lóbulo parietal medial superior, refletindo as contribuições cognitivas, somatossensoriais e proprioceptivas. Além disso, revelou a ativação e interação de várias áreas cerebrais, as regiões do córtex cerebral, cerebelo e subcorticais, o que pode evidenciar a extensão dos estímulos que a dança fornece aos sistemas de controle postural, em contraste com a prática

de exercícios resistidos que geralmente são realizados com poucas mudanças de posição e sem perturbações da estabilidade postural.

Assim, a hipótese H_3 de que os grupos experimentais apresentariam melhorias na velocidade de execução do passo após um programa de danças de salão independente do nível de desempenho muscular (maior e menor desempenho) foi aceita. No entanto, a hipótese H_4 de que o grupo de menor desempenho muscular (GMED) apresentaria maiores velocidades de execução do passo do que o de maior desempenho muscular (GMAD) após intervenção com um programa de danças de salão, foi rejeitada, pois as melhorias foram similares entre os grupos.

5.7 CONCLUSÃO

O programa de oito semanas de intervenção com danças de salão de intensidade leve/moderada promoveu importantes melhorias no equilíbrio estático e na velocidade de reação do passo, refletindo incrementos no equilíbrio dinâmico. Em situações que exijam rápidas estratégias de ajustes posturais, a velocidade de reação é imprescindível para evitar uma queda. Portanto, a prática da dança de salão pode proporcionar importantes incrementos nos sistemas de controle postural para aprimorar a estabilidade postural e, conseqüentemente, prevenir a incidência de quedas no idoso. Além disso, a dança é uma atividade interativa, motivadora que associada a estímulos visuais, auditivos e cognitivos pode melhorar a qualidade de vida e bem estar do idoso.

6 EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE A CAPACIDADE FUNCIONAL EM IDOSAS

6.1 INTRODUÇÃO

Capacidade funcional é considerada a base para um envelhecimento saudável e pode ser definida como a capacidade em desempenhar atividades relacionadas com a sobrevivência de forma autônoma e independente (LIMA-COSTA et al., 2003). No entanto, o processo de envelhecimento, leva ao declínio gradual dos sistemas neuromuscular, somatossensorial, visual e cognitivo (WOOLLACOTT; SHUMWAY-COOK, 2002; DU PASQUIER et al., 2003).

Os declínios do sistema neuromuscular são caracterizados por sarcopenia (NARICI; MANGANARIS, 2006; FAULKNER et al., 2007; SAYER et al., 2008), dinapenia (REEVES et al., 2004; DEAN et al., 2004), redução da velocidade de contração e reação (LA ROCHE et al., 2010; DALTON et al., 2010; VAN ROIE et al., 2011), da flexibilidade (FATOUROS et al., 2006), que associados às alterações sensoriais e cognitivas, podem alterar o controle postural, a mobilidade e comprometer a capacidade funcional do idoso (GAUCHARD et al., 2003).

Reduções da mobilidade podem levar o idoso a restrições das atividades de vida diária (AVD), relacionadas com o autocuidado, como alimentar-se, banhar-se e locomover-se. Adicionalmente, as atividades instrumentais de vida diária (AIVD), relacionadas à capacidade de administração do ambiente de vida dentro e fora do lar (cozinhar, fazer compras, etc.) podem ser afetadas (MARRA et al., 2007; AGÜERO-TORRES et al., 1998). Com isso, a independência passa a ser comprometida e pode evoluir para deficiência e incapacidade (BASTONE, FILHO, 2004). Além disso, idosos apresentam alterações na marcha (CLARK et al., 2013), caracterizadas pela diminuição da velocidade (FIELDING et al., 2011; STUDENSKI, 2009), comprimento do passo e passada, associados à redução da base de apoio e menores amplitudes de movimento das articulações do membro inferior durante o passo (MCFADYEN; PRINCE, 2002).

Dessa forma, o idoso está mais predisposto a quedas, que geralmente ocorrem durante a locomoção ou durante mudanças de posição (RUBENSTEIN; JOSEPHSON, 2002; MAKI; MCILROY, 2006). Frente a uma perturbação, há evidências que idosos apresentam reduções na velocidade de reação para o início de respostas corretivas posturais (MELZER et al., 2004; 2007), parece ser esta, a principal dificuldade encontrada pelo idoso para evitar uma queda (GRANACHER et al., 2012, HORAK, 2006). No entanto, reduções da capacidade reativa podem ser ainda maiores quando associadas a uma dupla tarefa motora (TROMBETTI et al., 2011) ou cognitiva (VAN IERSEL et al., 2007). Neste sentido, muitos estudos buscam entender as deficiências dos sistemas responsáveis pela exposição dos idosos às quedas, e a adoção de medidas preventivas para evitá-las. Todavia, alguns estudos têm reportado a capacidade plástica neuromuscular (NARICI et al., 2007), sensorial (KATTENSTROTH et al., 2010) e cognitiva (CHANG et al., 2010; TOULOTTE et al., 2003) em idosos em decorrência da prática de atividades físicas.

Programas baseados em exercícios resistidos de intensidade alta (PERSCH *et al.*, 2009; HANSON et al., 2009), leve/moderada (ORR et al., 2006; BELLEW et al., 2003), exercícios de agilidade (LIU-AMBROSE et al., 2004), Tai Chi (LIU et al., 2012; PEREIRA et al., 2008), exercícios aquáticos (BENTO et al., 2012; MELZER et al., 2008), multitarefas (TROMBETTI et al., 2011), dança (HACKNEY et al., 2010), combinados resistência e aeróbico (O'NEILL, et al., 2007), têm evidenciado melhorias sobre a força, equilíbrio e capacidades funcionais. No entanto, nem todos os resultados têm sido confirmados quando uma dupla tarefa é associada.

A dança tem sido proposta como uma atividade física agradável, motivadora, (BELARDINELLI et al., 2008; KEOGH et al., 2009; HACKNEY, et al., 2010), que promove maior interação social (SOFIANIDIS et al., 2009; GRANACHER et al., 2012), além disso, está associada a funções da marcha, equilíbrio (VERGHESE, 2006; ZANG et al., 2008; HACCKNEY, 2010), concentração e coordenação (BROWN et al., 2006; ZALETEL et al., 2010). Alguns estudos transversais, reportam que idosos que dançam apresentam melhor controle postural, velocidade de reação, força, velocidade da marcha e agilidade (UUSI-RASI et al., 1999; VERGHESE, 2006; ZANG et al., 2008; KATTENSTROTH et al., 2011) quando comparados aos que não praticam a dança.

Hackney et al. (2010) reportaram que idosos com Parkinson apresentaram melhorias na velocidade e cadência da marcha e no equilíbrio (Berg Balance Scale) após dez semanas de um programa baseado no tango com periodicidade de duas sessões semanais. Keogh et al. (2012) compararam o efeito de um programa de 12 semanas de dança com frequências de uma ou duas sessões semanais sobre desempenho funcional de idosos, por meio do Time Up and Go (TUG) e Teste do passo quadrado. Os resultados demonstraram que uma sessão semanal foi suficiente em prover melhorias significativas nos dois testes. No entanto, nenhum dos estudos avaliou a interferência de uma tarefa cognitiva associada ao desempenho funcional.

Além disso, há controvérsias sobre a correlação nível de força e capacidade funcional (BARRY, CARSON, 2004), no entanto, alguns estudos sugerem que idosos com melhores níveis de força apresentam habilidades funcionais menos comprometidas (FOLDVARI et al., 2000; BEAN et al., 2002). Assim, treinamentos com intensidade baixa/moderada podem prover maiores adaptações nas capacidades funcionais em idosos com menores níveis de força.

Portanto, o presente estudo visou determinar os efeitos de um programa de danças de salão sobre o desempenho em testes funcionais em idosos que apresentam maior e menor desempenho muscular.

6.2 OBJETIVO

O objetivo deste estudo foi analisar a influência de um programa de 8 semanas de danças de salão sobre a capacidade funcional em idosos.

6.2.1 Objetivos específicos

- Comparar os efeitos de um programa de 8 semanas de danças de salão sobre o desempenho na Escala de Equilíbrio de Berg em idosos com maior e menor desempenho muscular.

- Descrever os efeitos de um programa de 8 semanas de danças de salão sobre o desempenho no Instrumento de Avaliação de Tinetti em idosas com maior e menor desempenho muscular.
- Descrever e comparar os efeitos de um programa de danças de salão no desempenho do Teste de caminhada de 6 minutos em idosas com maior e menor desempenho muscular.
- Descrever os efeitos de um programa de danças de salão sobre o desempenho do Time Up and Go (TUG) e comparar com o TUG associado a uma dupla tarefa em idosas com maior e menor desempenho muscular.

6.3 HIPÓTESES

H₁ – Os grupos experimentais de maior desempenho muscular (GMAD) e de menor desempenho muscular (GMED) apresentarão melhores desempenhos na Escala de Equilíbrio de Berg e Avaliação de Tinetti independente do nível de desempenho muscular (maior e menor desempenho) após o programa de intervenção com danças de salão.

H₂ – Os grupos experimentais (GMAD e GMED) apresentarão maiores distâncias percorridas no Teste da Caminhada de 6 minutos após o programa de intervenção com danças de salão.

H₃ – Os grupos experimentais (GMAD e GMED) apresentarão melhorias na velocidade de execução do teste TUG e TUG associado a uma dupla tarefa após um programa de danças de salão independente do nível de desempenho muscular (maior e menor desempenho).

H₄ – O grupo experimental com menor desempenho muscular (GMED) apresentará melhorias mais acentuadas no desempenho dos testes funcionais do que o de maior desempenho muscular (GMAD) em resposta ao programa de danças de salão.

6.4 MÉTODO

6.4.1 Procedimentos experimentais

O recrutamento das participantes e a divisão dos grupos e procedimentos experimentais foram descritos no capítulo 3 (item 3.4.1).

Para determinar os efeitos de oito semanas de um programa de danças de salão no desempenho em testes funcionais, as participantes passaram por duas sessões de avaliação idênticas antes (pré) e após (pós) o período de intervenção. A aplicação dos testes seguiu uma ordem pré-definida a fim de evitar fadiga e foram realizados na Clínica de Fisioterapia da Universidade Positivo, sendo que a primeira sessão (PRÉ) ocorreu uma semana antes do início do estudo.

6.4.2 Escala de Equilíbrio de Berg (EEB)

Para a sua realização é solicitado ao indivíduo que realize tarefas cotidianas. Esse teste utiliza 14 itens que podem ser pontuados de 0 a 4, perfazendo um total de 56 pontos (pontuação inferior a 36 pontos indica risco de aproximadamente 100% de sofrer quedas), apresenta boa objetividade de teste-reteste (ICC = 0,98), e consegue discriminar os idosos mais propensos as quedas (SHUMWAY-COOK, WOOLLACOTT, 2003). Apresenta boa confiabilidade e está correlacionada aos outros testes do equilíbrio e mobilidade, incluindo o índice de mobilidade de Tinetti e o Teste de Levantar-se e Andar. SHUMWAY-COOK et al. (1997), relataram que a Escala de Equilíbrio de Berg foi a que melhor previu a probabilidade de quedas nos idosos residentes na comunidade (BERG, NORMAN, 1996) (ANEXO 5).

6.4.3 Instrumento de avaliação de Tinetti

O teste relaciona o risco de quedas com a incapacidade do idoso no desempenho de funções, como por exemplo, caminhar, sentar-se e levantar-se de uma cadeira e ser capaz de resistir a uma perturbação do equilíbrio.

O teste é composto de duas partes, uma que avalia nove aspectos do equilíbrio com pontuação entre 0 a 16 e a outra que avalia os sete aspectos da marcha com pontuação variando de 0 a 12, totalizando 28 pontos. A classificação é feita pelo Tinetti total, sendo a pontuação menor que 19 considerada como alto risco de quedas, entre 19 e 24 pontos como de risco moderado e acima de 25 pontos com baixo risco (TINETTI, 2003) (ANEXO 6).

6.4.4 Timed Up and Go (TUG)

O teste *Timed Up and Go* tem como objetivo avaliar a mobilidade e o equilíbrio. O teste requer que indivíduo levante de uma cadeira padronizada com apoio, porém sem braços, caminhe 3 metros, vire, volte rumo a cadeira e sente novamente, quantificando em segundos a mobilidade funcional, pelo tempo que o indivíduo realiza a tarefa. A dupla tarefa foi utilizada com o intuito de observar a interferência da atenção no desempenho do teste (PERRACINI et al., 2002).

O teste foi realizado com o uso de calçados, iniciando a partida com as costas apoiadas na cadeira de 43 cm de altura. A participante foi instruída a se levantar, andar um percurso de 3 metros até um ponto pré-determinado marcado com um cone, regressar e tornar a sentar-se apoiando as costas na mesma cadeira. Além disso, foi instruída a não conversar durante a execução do teste e realizá-lo o mais rápido que conseguisse, sem correr.

Após um período de descanso de 1 minuto, a participante realizou o mesmo procedimento, com associação de uma dupla tarefa, falando nomes de pessoas enquanto deambulava.

O tempo foi cronometrado, teve início após o comando verbal “vá”, sendo parado quando a participante retornou a posição inicial sentado com as costas apoiadas na cadeira (PERRACINI et al., 2006). A propensão a quedas é avaliada pelo tempo gasto para realizar o teste Tempo inferior a 10 segundos: baixo risco de quedas; 10 a 20 segundos: médio risco de quedas; acima de 20 segundos: alto risco de quedas (GUIMARÃES et al., 2004)

6.4.5 Teste da Caminhada de 6 minutos (TC6)

O teste mede a distância percorrida enquanto o indivíduo é instruído a caminhar o mais rápido que consiga em seis minutos (HAMILTON e HAENNEL, 2000; SOLWAY et al., 2001, BARATA et al., 2005). Recentemente, tem-se reconhecido que o TC6 pode ser indicador da capacidade física global e da mobilidade em idosos e não apenas uma medida específica da capacidade cardiovascular (LORD e MENZ, 2001). Harada *et al.* (1999) relataram correlações moderadas entre o TC6 e as medidas de mobilidade, incluindo equilíbrio em pé, velocidade da marcha e força muscular de membros inferiores em pessoas de 65 anos ou mais, podendo ser usado como indicador da capacidade de deambulação na comunidade.

Para a realização do teste foram utilizados: cronômetro (cronômetro Sport Timer®), trena, oxímetro de pulso (oxímetro de pulso Tuffsat™, esfigmomanômetro (Diasyst®), estetoscópio (Diasyst®) e balança (Bismark®).

Os testes foram realizados em uma pista de 15 metros, na clínica de fisioterapia da Universidade Positivo, sempre pelos mesmos examinadores que foram treinados no período de 30 dias que antecederam a avaliação.

Os dados vitais como pressão arterial sistêmica, frequência cardíaca, frequência respiratória, nível de dispneia (Escala de Borg) e saturação de oxigênio foram aferidos antes e depois do teste. A participante caminhou de um extremo ao outro da pista, com a maior velocidade possível, durante os seis minutos.

A participante foi orientada a interromper o teste caso apresentasse sintomas como dores em membros inferiores, taquicardia ou qualquer outro sintoma de desconforto. O oxímetro de pulso permaneceu na voluntária para monitorar a saturação periférica do oxigênio. O teste seria interrompido caso ocorresse dessaturação para níveis abaixo de 88% ou da FC acima de 90% da FC_{máx}.

6.4.6 Análise Estatística

O teste de Shapiro-Wilk foi aplicado e confirmou a normalidade dos dados. Dessa forma, um número de análises de variância (ANOVA two-way) foi aplicado para testar as diferenças entre os grupos experimentais e o grupo controle e a evolução dos parâmetros ao longo das medidas (PRÉ e PÓS). Uma análise de variância com um fator (ANOVA *one-way*) foi utilizada para comparar os grupos em relação aos dados iniciais (pré-treinamento). Quando diferenças foram encontradas o teste de Fischer foi aplicado para determinar onde ocorreram. Os testes estatísticos tiveram nível de significância de $p < 0.05$ e foram aplicados através de um pacote estatístico (Statística, versão 7.0, StatSoft, USA).

6.5 RESULTADOS

Os valores iniciais (PRÉ) do desempenho nos testes Escala de Equilíbrio de Berg, Tinetti, TUG, TUG com dupla tarefa e caminhada de 6 minutos, foram similares entre os grupos (GMAD, GMED e GC) para todas as variáveis ($p > 0,05$).

Foram encontradas alterações após o período de intervenção (PRÉ e PÓS) no desempenho de todos os testes funcionais no GMAD e GMED ($p < 0,05$). Na Escala de Equilíbrio de Berg os aumentos na pontuação foram de 11% (GMAD) ($p < 0,05$) e 8% (GMED) ($p < 0,05$), na avaliação de Tinetti aumentos na pontuação de 28% (GMAD) ($p < 0,05$) e 21% (GMED) ($p < 0,05$), redução no tempo de execução do TUG foi 23% (GMAD) ($p < 0,05$) e 21% (GMED) ($p < 0,05$), no TUG com dupla tarefa as reduções no tempo foram de 25% (GMAD e GMED) ($p < 0,05$) e no teste da caminhada de 6 minutos aumentos de 34% (GMAD) ($p < 0,05$) e 31% (GMED) ($p < 0,05$) na distância percorrida após o período de intervenção.

Os ganhos foram similares ($p > 0,05$) entre os grupos experimentais (GMAD e GMED), no entanto foram suficientes para diferenciá-los do GC ($p < 0,05$). Interações ocorreram entre os grupos experimentais (GMAD e GMED) e o GC ($p < 0,05$) no

desempenho de todos os testes funcionais. Os resultados dos testes funcionais encontram-se na Figura 6.1.

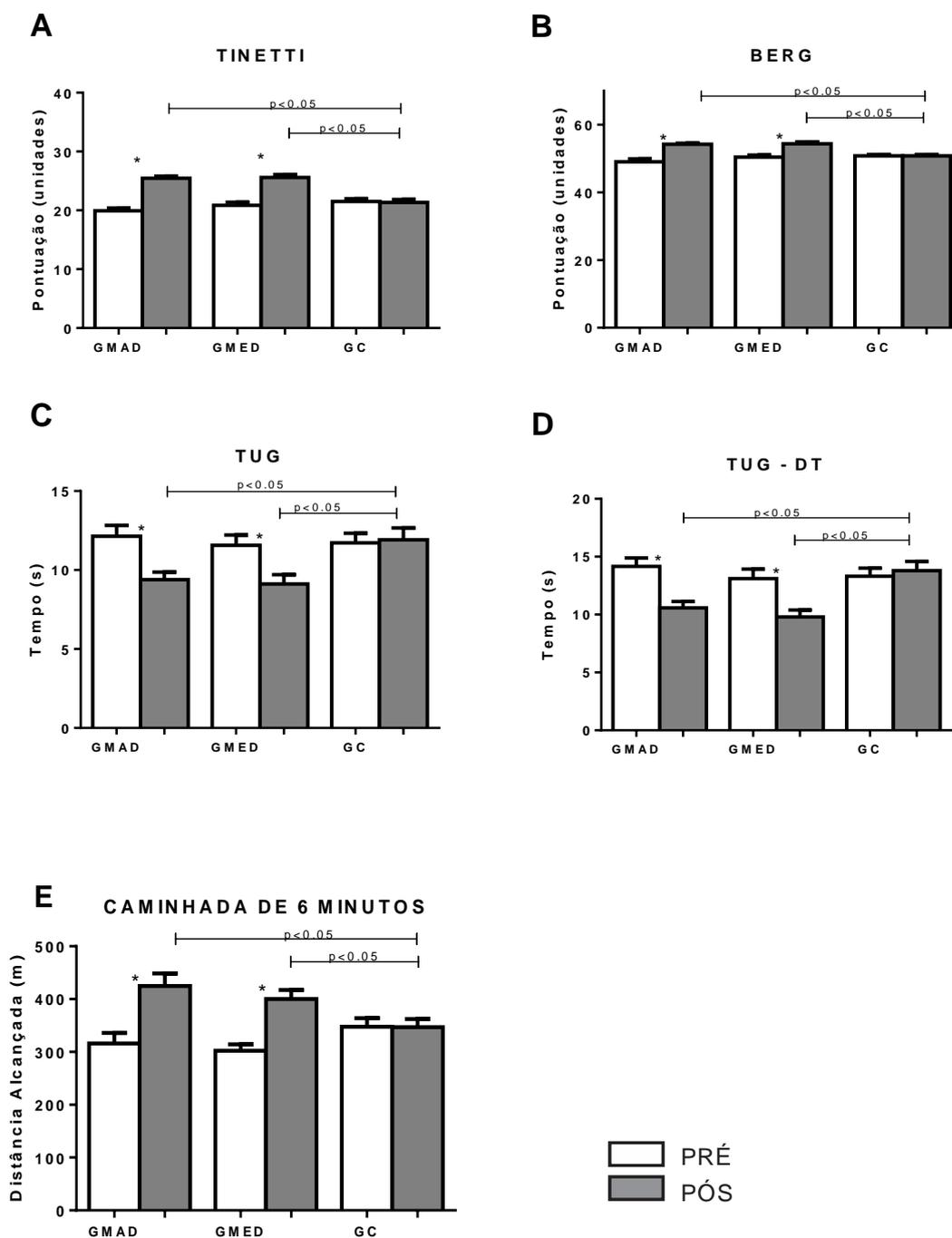


FIGURA 6.1 - Valores médios e desvio padrão dos testes funcionais Mini Mental, Escala de Equilíbrio de Berg, TUG, TUG DT (dupla tarefa), Tinetti e caminhada de 6 minutos para os grupos de maior desempenho (GMAD), menor desempenho (GMED) e grupo controle (GC). * Indica diferença significativa entre pré e pós do grupo ($p < 0.05$). As linhas horizontais indicam onde interações ocorreram.

6.6 DISCUSSÃO

O presente estudo teve como objetivo analisar os efeitos de um programa de danças de salão no desempenho funcional em idosas. Os resultados mostraram que um período de intervenção de oito semanas com danças de salão com intensidade leve/moderada foi suficiente para promover importantes melhorias nas capacidades funcionais nos grupos experimentais GMAD e GMED. No teste TUG que associou uma tarefa cognitiva (dupla tarefa), expressivas melhorias foram observadas nos dois grupos experimentais, e indicam que os grupos submetidos ao programa de danças de salão tiveram influências positivas na mobilidade e no equilíbrio associados a uma demanda cognitiva.

Os resultados dos testes de equilíbrio mostraram importantes incrementos após o período de intervenção nos grupos experimentais. Os valores iniciais do teste de equilíbrio de Tinetti, em média 19 (GMAD, GMED e GC), indicavam moderado risco de quedas, ao final, a pontuação passou para 25 nos dois grupos experimentais (GMAD e GMED) e indica baixo risco de quedas (TINETTI, 2003).

Na Escala de Equilíbrio de Berg (BBS), os aumentos na pontuação foram em média 10% nos grupos experimentais e a pontuação final (54) mostra baixo risco de quedas. Eyigor et al. (2009) após 8 semanas de intervenção com dança folclórica turca, com intensidade moderada, 3 vezes por semana, encontraram um aumento na pontuação de 1,2 no BBS, enquanto o aumento neste estudo foi de 4,5 pontos. Hackney e Earhart (2010), relataram diferenças no BBS em média de 3,2 no grupo com parceiros e 2,6 no grupo sem parceiros em decorrência de um programa de 10 semanas de dança baseado no tango, 2 sessões semanais, com intensidade leve, em idosos com Parkinson. A variedade de ritmos empregados no presente estudo, com diferentes coreografias talvez possa justificar os maiores aumentos na pontuação do teste.

Os testes de equilíbrio (Berg e Tinetti) empregados neste estudo foram utilizados para avaliar a estabilidade postural durante a realização de tarefas cotidianas, como levantar-se de uma cadeira, tempo de permanência em apoio unipodal, transferência de uma superfície a outra, movimentos de rotação do tronco. O protocolo de danças utilizado com diferentes ritmos musicais, que exigiram

deslocamentos multidirecionais, giros, mudanças e transferências de apoio com velocidades variadas, podem justificar as melhorias observadas. Alguns estudos têm evidenciado que treinamentos que adicionam movimentos que refletem os utilizados nas atividades de vida diária podem prover maiores benefícios funcionais do que os resistidos que trabalham grupos musculares isolados (SKELTON, MACLAGHLIN, 1996; RANTANEN et al., 1997; BASTONE, FILHO, 2004; BARRY, CARSON, 2004). Além disso, uma das características da dança é que os movimentos são organizados em padrões espaciais, que englobam um mapa da trajetória do corpo no espaço, bem como, um mapa cinestésico e visual do esquema corporal (BROWN et al., 2006), que talvez possa ter contribuído para melhor controle postural, força e, conseqüentemente melhora da funcionalidade.

No teste da caminhada de 6 minutos os dois grupos experimentais apresentaram aumentos da distância percorrida em média de 34% (GMAD) e 32% (GMED). Os resultados contrastam com os reportados por Shigematsu et al. (2002), que após 12 semanas de intervenção com dança aeróbica com intensidade leve/moderada, não observaram melhorias no teste de caminhada de 3 minutos. No entanto, a intensidade utilizada no programa de danças deste estudo, que variou de 60 a 128 BPM (ritmo) poderia justificar as melhorias observadas.

Portanto, a hipótese H_1 de que os grupos experimentais de maior desempenho muscular (GMAD) e de menor desempenho muscular (GMED) apresentariam melhores desempenhos na Escala de Equilíbrio de Berg e Avaliação de Tinetti independente do nível de desempenho muscular (maior e menor desempenho) após o programa de intervenção com danças de salão, foi aceita. Da mesma forma, a hipótese H_2 de que os grupos experimentais (GMAD e GMED) apresentariam maiores distâncias percorridas no Teste da Caminhada de 6 minutos após o programa de intervenção com danças de salão, foi aceita.

Nas atividades do cotidiano, tarefas duplas são atividades comuns enquanto na postura em pé ou mesmo durante a locomoção (BOGERT et al., 2002; TROMBETTI et al., 2011). Nestas situações, tarefas que envolvem demandas cognitivas e/ou motoras, podem determinar maior risco de queda entre idosos (MELZER et al., 2007; GRANACHER et al., 2012). Alguns estudos sugerem que a associação de uma segunda tarefa reduz o controle do equilíbrio, pois a atenção é

dividida e há um conflito de informações ou pela inferência estrutural das redes neurais do córtex motor frontal (WOOLLACOTT, SHUMWAY-COOK, 2002; WEEKS et al., 2003; VAN IERSEL et al., 2007) possam interferir na manutenção do equilíbrio e na velocidade das respostas de ajustes posturais.

Os tempos iniciais (PRÉ) do TUG dos grupos (GMAD, GMED e GC) eram similares em média $11,9s \pm 0,4$ o que caracterizava médio risco a quedas, após a intervenção os valores baixaram para $9,2s \pm 0,2$ – baixo risco de quedas nos grupos experimentais (GMAD e GMED), não houve alteração no GC nas duas condições do teste. No entanto, quando uma tarefa cognitiva foi associada, os tempos iniciais (PRÉ) foram em média $2,2s \pm 0,4$ maiores nos três grupos (GMAD, GMED e GC), o que caracterizou redução da velocidade da marcha. De fato, maiores alterações nos parâmetros da marcha foram observadas em idosos, com maior variabilidade dos passos, maior tempo de reação e redução da velocidade quando uma segunda tarefa foi adicionada (SPARROW et al., 2002; WEI et al., 2012). Da mesma forma, Melzer et al. (2007) relataram aumentos no tempo do passo quando uma segunda tarefa foi imposta. Portanto, parece que idosos adotam uma estratégia mais conservadora na marcha para manter a estabilidade em condições de dupla tarefa, principalmente com redução da velocidade (VAN DIEËN et al., 2005).

As reduções do tempo de execução do TUG e do TUG associado a uma segunda tarefa sugerem melhorias na mobilidade, no equilíbrio e na velocidade da marcha. A variedade de ritmos musicais e coreografias empregadas no estudo, que exigiram diversas velocidades de deslocamentos multidirecionais, giros, manutenção do apoio em um membro, tenham determinado adaptações musculares quanto à força e taxa de desenvolvimento de torque (TDT), possam explicar os resultados obtidos. Tem sido sugerido que a TDT está relacionada com a capacidade de produzir força rapidamente e pode prover maiores velocidades de reação (KOOPMAN; LOON, 2009; WEI et al., 2012), principalmente das articulações do quadril, joelho e tornozelo (ROBERTSON et al., 2002). No entanto, ganhos neurais com maior recrutamento das unidades motoras (KNIGHT, KAMEN, 2001; REEVES et al., 2009) maior velocidade de transmissão nervosa (FREITAS; BARELA, 2006; MELZER et al., 2007) e melhor coordenação intra e intermuscular (BARRY; CARSON, 2004), podem ter determinado as melhorias da performance. De fato,

ocorreram importantes incrementos na taxa de força e TDF, associados a maior ativação muscular e velocidade do passo, os resultados estão descritos no capítulo 4 e 5.

Portanto, a hipótese H_3 de que os grupos experimentais (GMAD e GMED) apresentariam melhorias no desempenho do teste TUG e do TUG associado a uma dupla tarefa após um programa de danças de salão independente do nível de desempenho muscular (maior e menor desempenho) foi aceita. Melhores níveis de força são importantes para o desempenho de atividades funcionais, no entanto, a integração dos sistemas sensório-motor parece exercer um papel importante na capacidade do indivíduo em realizar atividades do cotidiano principalmente quando uma tarefa secundária é imposta (TROMBETTI et al., 2011). Talvez, a exigência de atenção e coordenação para a execução das coreografias, associados aos estímulos visuais proporcionados pela mudança do campo visual, associados ao estímulo auditivo, podem ter promovido maior integração sensório-motora e possam justificar os melhores desempenhos quando associada uma segunda tarefa. De fato, alguns estudos que utilizaram exigência motora com multicomponentes de atenção durante o programa de treinamento, reportam melhorias na marcha, na atenção e nas funções executivas (YOGEV-SELIGMANN et al., 2008; VAN IERSEL et al., 2008; GRANACHER et al., 2010; TROMBETTI et al., 2011).

No entanto, a H_4 de que o grupo de menor desempenho muscular (GMED) apresentaria melhorias mais acentuadas no desempenho dos testes funcionais do que o de maior desempenho muscular (GMAD) em resposta ao programa de danças de salão, foi rejeitada. Apesar dos grupos serem diferentes as discrepâncias não foram suficientes para permitir e identificar diferenças entre eles, o que poderia justificar os ganhos similares entre os grupos .

6.7 CONCLUSÃO

O programa de 8 semanas de intervenção com danças de salão com intensidade leve/moderada promoveu importantes melhorias nas capacidades funcionais de idosas. Um dos principais achados foi a melhoria da execução do TUG

associado a uma tarefa cognitiva, o que pode representar a adoção de melhores estratégias de ajustes posturais em situações que demandam atenção. Além disso, na dança de salão, os movimentos exigidos durante as coreografias impõem vários desafios posturais muito próximos aos solicitados durante atividades funcionais. A maior interação social aliada aos benefícios neuromusculares, sensoriais e cognitivos pode ser determinante para prevenção de quedas, melhor qualidade de vida e bem estar do idoso.

7 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O objetivo deste estudo foi analisar a influência de um programa de danças de salão de intensidade baixa/moderada sobre os parâmetros morfológicos musculares (arquitetura muscular), função muscular e controle postural (estático e dinâmico). Além disso, analisar a influência destes fatores na capacidade funcional em idosas que apresentam diferentes níveis iniciais de força (maior e menor desempenho muscular).

Após o período de intervenção de 8 semanas com danças de salão com um programa composto pelos passos básicos do Bolero (100 BPM), Forró (120 BPM), Valsa (60 BPM) e música Sertaneja (128 BPM), foram observadas alterações na arquitetura muscular, com aumentos do comprimento, do ângulo de penação e da espessura dos músculos vasto lateral, bíceps femoral, tibial anterior e gastrocnêmio medial nos dois grupos experimentais. A dança exige constantes mudanças de posição, base de apoio, giros, com solicitação de contrações excêntricas e concêntricas alternadamente, as quais podem ter gerado estresse mecânico e desta forma estimulado a síntese de proteínas, resultando em acréscimo de sarcômeros tanto em série quanto em paralelo.

O torque isométrico máximo e a taxa de desenvolvimento de torque aumentaram em todos os músculos analisados (abdutores, adutores, extensores e flexores do quadril, extensores e flexores de joelho e tornozelo) nos dois grupos experimentais. Aumentos de 20% na ativação muscular voluntária máxima do músculo tibial anterior foram observadas nos dois grupos experimentais. Talvez os deslocamentos multidirecionais, o envolvimento de várias articulações associados à coordenação dos movimentos exigidos nas coreografias, possam ter contribuído para adaptações neurais, com maior recrutamento de unidades motoras, coordenação intra e intermuscular, e sincronização dos músculos sinergistas possam ter contribuído para os resultados encontrados.

A oscilação postural apresentou melhorias nas três condições estáticas avaliadas nos dois grupos experimentais, principalmente quando maiores dificuldades foram impostas, como na posição tandem e sem a interferência da

visão. No teste do passo, houve redução no tempo total do passo para os dois grupos experimentais, sugerindo maiores velocidades de reação. Além dos deslocamentos multidirecionais, as coreografias exigiram diferentes velocidades de movimento e coordenação que podem ter contribuído para os resultados encontrados.

A capacidade funcional foi avaliada por testes funcionais, os quais apresentaram importantes aprimoramentos nos dois grupos experimentais. No entanto, um importante achado foi que quando uma tarefa secundária foi imposta na realização do Time Up and Go (TUG), os grupos apresentaram redução no tempo de realização do teste. Nas atividades do cotidiano, tarefas duplas são comuns, e nestas situações os idosos apresentam maiores dificuldades para manter a estabilidade postural, parece que este resultado pode representar a adoção de melhores estratégias de ajustes posturais em situações que demandam atenção. Durante a dança, os movimentos executados são muito próximos aos realizados durante as atividades do cotidiano, além disso, para a realização das coreografias, a memória e a atenção são necessárias. Adicionalmente, as mudanças multidirecionais de posição, com mudanças do campo visual, oferecem estímulos importantes para o sistema visual e vestibular. A somatória destes fatores podem ter determinado as melhoras observadas. Portanto, as alterações da arquitetura muscular, função muscular e equilíbrio podem determinar melhores habilidades para a execução das atividades funcionais. No entanto, os principais resultados do estudo concentram-se na maior ativação muscular voluntária máxima, na velocidade de reação e na execução de uma atividade funcional associada a uma dupla tarefa, pois estes três fatores associados podem representar a adoção de estratégias posturais mais rápidas e coordenadas frente à uma perturbação inesperada ou em atividades que exijam atenção.

Com base nos resultados do presente estudo, a dança parece ser um meio atrativo de atividade física para idosos, pois, oferece estímulos neuromusculares, sensoriais, visuais, vestibulares, auditivos e cognitivos, os quais podem proporcionar importantes incrementos neuromusculares, aprimoramento do controle postural estático e dinâmico, com benefícios funcionais. Além disso, promove maior interação social do idoso e conseqüente melhora da qualidade de vida e bem estar.

REFERÊNCIAS

- AAGAARD, P.; ANDERSEN, J.L.; DYHRE-POULSEN, P.; LEFFERS, A. M.; WAGNER, A.; S. PETER MAGNUSSON, P. S.; HALKJÆR-KRISTENSEN. J.; SIMONSEN, E. B. A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. **Journal of Physiology**, v.534.2, p.613–623, 2001.
- AAGAARD, P., SIMONSEN, E. B., ANDERSEN, J. L., MAGNUSSON, P., DYHRE-POULSEN, A. P. Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. **Journal of Applied Physiology**, v. 93, p. 1318–1326, 2002.
- AAGAARD, P.; MAGNUSSON, P.; LARSSON, B.; KJAER, M.; KRUSTRUP, P. Mechanical muscle function, morphology, and fiber type in lifelong trained elderly. **Medicine & Science In Sports & Exercise**, 39, 11, 1989-1996, 2007.
- AGÜERO-TORRES, H.; FRATIGLIONI, L.; GUO, Z.; VIITANEN, M.; VON STRAUSS, E.; WINBLAD, B. Dementia is the major cause of functional dependence in the elderly: 3-year follow-up data from a population-based study. **American Journal Public Health**, v.88, n.10, p. 1452-6, 1998.
- ALEGRE, L. M.; JIMÉNEZ, F.; GONZALO-ORDEN, J. M.; MARTÍN-ACERO, R.; AGUADO, X. Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. **Journal of Sports Sciences**, v.24, n.5, p.501 – 508, 2006.
- ALLEN, G.M.; MCKENZIE, D. K.; GANDEVIA, S. C. Twitch interpolation of the elbow flexor muscles at high forces. **Muscle Nerve**, n. i21, p.318–28, 1998.
- AMERICAN COLLEGE OF SPORTS MEDICINE (ACSM). **ACSM'S Resource Manual for Guidelines for Exercise Testing and Prescription**. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 8th ed., 2009.
- AMIRIDIS, I. G.; HATZITAKI, V.; ARABATZI, F. "Age-induced modifications of static postural control in humans," **Neuroscience Letters**, v. 350, n. 3, pp. 137–140, 2003.
- ANDERSEN, J.L. Muscle fibre type adaptation in the elderly human muscle. **Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports**, n., p.13:40–7, 2003.
- ANNESI, J. J. Relationship of social cognitive theory factors to exercise maintenance in adults. **Perceptual and Motor Skills**, v.99, p.142-148, 2004.
- BALSO, C. D., CAFARELLI, E. Adaptations in the activation of human skeletal muscle induced by short-term isometric resistance training. **Journal Applied Physiology**, v.103, p. 402–411, 2007.
- BARELA J. A, FREITAS JUNIOR P. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos. Uso da informação visual. **Revista Portuguesa Ciencia Desporto**, v.6, n.1, p. 94–105, 2006.

BARRETO, P. S.; SANCHEZ, J. C. J. Long-term adherence to exercise: The relationship with functional fitness and personal motivation among community dwelling independent-living older women. **Revista Brasileira Ciência e Esporte**, v. 33, n. 1, p.193-206, 2011.

BARRY, B. K., CARSON, R. G. The Consequences of Resistance Training for Movement Control in Older Adults. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 59A, n. 7, p. 730–754, 2004.

BASTONE, A. C.; FILHO, W. J. Effect of an exercise program on functional performance of institutionalized elderly. **Journal of Rehabilitation Research & Development**, v.41, n.5, p.659–668, 2004.

BAUER, C.; GRÖGER, I.; RUPPRECHT, R.; MEICHTRY, A.; TIBESKU, K. O.; GABMANN, K. G. Reliability analysis of time series force plate data of community dwelling older adults. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, n. 51, p.e100–e105, 2010.

BEAN, J.F.; KIELY, D.K.; HERMAN, S.; et al. The relationship between leg power and physical performance in mobility-limited older people. **Journal American Geriatrics Society**, n.50, p.461–467, 2002.

BELARDINELLI, R.; LACALAPRICE, F.; VENTRELLA, C.; VOLPE, L.; FACCENDA, E. Waltz Dancing in Patients with Chronic Heart Failure: A New Form of Exercise Training; **Circulation: Heart Failure**, p.107-114, 2008.

BELLEW, J. W; YATES, J. W.; GATER, D. R. The Initial Effects of Low-Volume Strength Training on Balance in Untrained Older Men and Women. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.17, n.1, p. 121–128, 2003.

BEMBEN, M. G.; MURPHY, R. E. Age related neural adaptation following short term resistance training in women. **Journal Sports Medicine Physical Fitness**, n.41, p. 291–299, 2001.

BENEDETTI, T. B.; MAZO, G. Z.; BARROS, M.V.G. Aplicação do questionário internacional de atividades físicas para avaliação do nível de atividades físicas de mulheres idosas: validade concorrente e reprodutibilidade teste-reteste. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, v.12, n.1, p.25-34, 2004.

BENTO, P. C. B.; RODACKI, A. L. F.; HOMANN, D., LEITE, N. Exercícios físicos e redução de quedas em idosos: uma revisão sistemática. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.12, n.6, p.471-479, 2010.

BENTO, P. C. B., PEREIRA, G., UGRINOWITSCH, C., RODACKI, A. L. F. Peak torque and rate of torque development in elderly with and without fall history. **Clinical Biomechanics**, 25, 450-454, 2010.

BENTO, P. C. B. Comparação dos efeitos dos programas: hidroginástica e treinamento de força na função muscular, funcionalidade e controle postural de idosas. Tese de Doutorado. Universidade Federal do Paraná, Curitiba, Paraná,

2012.

BERRY, S. D.; MILLER R. Falls: Epidemiology, Pathophysiology, and Relationship to Fracture. **Current Osteoporosis Reports**, v.6, n.4, p.149–154, 2008.

BERG K.O., NORMAN K.E. Functional assessment of balance and gait. **Clinics in Geriatrics Medicine** v.12 (4), p.705-723,1996.

BIERYLA, K. A.; MADIGAN, M. L. Proof of Concept for Perturbation-Based Balance Training in Older Adults at a High Risk for Falls. **Archives Physical Medicine Rehabilitation**, v.92, p.841-843, 2011.

BITTAR, R.S.M.; PEDALINI, M.E.B.; BOTTINO, M.A.; FORMIGONI, L.G. Síndrome do desequilíbrio no idoso. Pró-fono - **Revista de Atualização Científica**, v.14, n11, p.119-28, 2002.

BLÄSING, B., CALVO-MERINO, B.; CROSS, E. S.; JOLA, C.; HONISCH, J.; STEVENS, C. J. Neurocognitive control in dance perception and performance. **Acta Psychologica**, v.139, n.2, p.300-308, 2012.

BLAZEVICH, A. J.; CANNAVAN, D.; COLEMAN, D. R.; HORNE, S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. **Journal of Physiology**, n.103, p.1565–1575, 2007.

BLAZEVICH, A. J.; GIORGI, A. Effect of testosterone administration and weight training on muscle architecture. **Medicine and Science in Sports and Exercise**, n.33, p.1688 – 1693, 2001.

BRAUER, S.G. ; WOOLLACOTT, M.; SHUMWAY-COOK, A. The influence of a concurrent cognitive task on the compensatory stepping response to a perturbation in balance-impaired and healthy elders. **Gait & Posture**, n. 15, p. 83–93, 2002.

BOGERT, A. J. V. D.; PAVOL, M. J.; GRABINER, M. D. Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip. **Journal of Biomechanics**, v.35, p. 199–205, 2002.

BROWN, L. A., SHUMWAY-COOK, A., WOOLLACOTT, M. H. “Attentional demands and postural recovery: the effects of aging,” **Journal Gerontology Science Medicine Science**, n.54, p.165-171, 1999.

BROWN, S.; MARTINEZ, M. J.; PARSONS, L. M. The Neural Basis of Human Dance. **Cerebral Cortex**, v.16, p.1157—1167, 2006.

BRUNNER, F., SCHMID, A., SHEIKHZADEH, A., NORDIN, M., YOON, J., FRANKEL, V. Effects of aging on type ii muscle fibers:A systematic review of the literature. **Journal of Aging and Physical Activity**, v. 15, p.336-348, 2007.

BULAT, T.; HART-HUGHES, S.; AHMED, S.; QUIGLEY, P.; PALACIOS, P.; WERNER, D. C.; FOULIS, P. Effect of a group-based exercise program on balance in elderly. **Clinical Interventions in Aging**, v.2, n.4, p. 655–660, 2007.

BUTTERFIELD, T. A.; LEONARD, T. R.; HERZOG, W. Differential serial sarcomere number adaptations in knee extensor muscles of rats is contraction type dependent. **Journal of Applied Physiology**, n.99, p.1352–1358, 2005.

CALLISAYA, M. L.; BLIZZARD, L.; SCHMIDT, M. D.; MCGINLEY, J. L.; SRIKANTH, D. V. K. “Ageing and gait variability-a populationbased study of older people,” **Age & Ageing**, vol. 39, no. 2, pp. 191–197, 2010.

CARDOSO, J.H.; COSTA, J. S. D. C. Características epidemiológicas, capacidade funcional e fatores associados em idosos de um plano de saúde. **Ciência e Saúde Coletiva**, v. 15, n.6, p.2871-78, 2010.

CEPEDA, C.C.; RODACKI, A.L.F.; PERSCH, L.N; SILVA, P.P.; BUBA, S.; DRESSLER, V.F. Efeitos do método isostretching sobre parâmetros morfológicos e um conjunto de testes motores em idosos. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.15, n5, p.: 604-615, 2013.

CHANG, M.; JONSSON, P. V.; SNAEDAL, J.; BJORNSSON, S.; SACZYNSKI, J. S.; ASPELUND, T.; EIRIKSDOTTIR, G.; JONSDOTTIR, M. K.; LOPEZ, O. L.; HARRIS, T. B.; GUDNASON,2 V.; LAUNER, L.J. The Effect of Midlife Physical Activity on Cognitive Function Among Older Adults: AGES—Reykjavik Study. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v.65A, n.12, p.:1369–1374, 2010.

CLAFLIN, D. R.; LARKIN, L. M.; CEDERNA,1 P. S.; HOROWITZ, J. F.; NEIL B. ALEXANDER, N. B.; COLE, N. M.; GALECKI, A. T.; CHEN, S.; NYQUIST, L. V.; CARLSON, B. M.; FAULKNER, J. A.; ASHTON-MILLER, J. A. Effects of high- and low-velocity resistance training on the contractile properties of skeletal muscle fibers from young and older humans. **Journal Applied of Physiology**, n.111, p. 1021–1030, 2011.

CLARK, B.C.; MANINI, T. M. Sarcopenia ≠ dynapenia. **Journal of Gerontology**, n. 63, p. 829–34, 2008.

CLARK, B. C.; MANINI, T. M. Functional consequences of sarcopenia and dynapenia in the elderly. **Current Opinion Clinical Nutritional Metabolic Care**, v. 13, n.3, p. 271–276, 2010.

CLARK, D. J.; PATTEN, C., REID, K. F., CARABELLO, F. J., PHILLIPS, E. M., FIELDING, R. A. Muscle performance and physical function are associated with voluntary rate of neuromuscular activation in older adults. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 66A, n. , p.:115–121. 2011

CLARK, B. C., TAYLOR J. C. Age-related changes in motor cortical properties and voluntary activation of skeletal muscle. **Current Aging Science**, v.4, n.3, p. 192–199, 2011.

CLARK, D. J.; MANINI , T.M.; FIELDING , R.A.; PATTEN A, C. Neuromuscular determinants of maximum walking speed in well-functioning older adults. **Experimental Gerontology**, v. 48, p. 358–363, 2013.

CONNELLY, D. M.; RICE, C. L.; ROOS, M. R.; VANDERVOORT, A. A. Motor unit firing rates and contractile properties in tibialis anterior of young and old men. **Journal Applied of Physiology**, n. 87, p.843–52, 1999.

CRUZ- JENTOFT, A .J., BAEYENS, J. P., BAUER, J. M., BOIRIE, Y., CEDERHOLM, T., LANDI, F., MARTIN, F. C., MICHEL, J.P.,ROLLAND, Y., CHNEIDER, S.M.,TOPINKOVÁ, E.,VANDEWOUDE, M., ZAMBONI, M. Sarcopenia: European consensus on definition and diagnosis. **Age and Ageing**, 39, 412–423, 2010.

CUNHA , M. L.; LANDIM, F. L. P.; LIMA, M. F. C.; VIEIRA, L. J. E. S.; MESQUITA , R. B.; COLLARES, P. M. Dança de salão: repercussões nas atividades de vida diária. **Caderno de Saúde Coletiva**, v.16, n.3, p. 559 - 568, 2008.

DALTON, B.H.; POWER, G.A.; VANDERVOORT, A.A.; RICE, C.L. Power loss is greater in old men than young men during fast plantar flexion contractions. **Journal Applied Physiology**, v. 109, p.1441–1447, 2010.

DEAN, J.C.; D. KUO, A.D.; ALEXANDER, A. B. Age-Related Changes in Maximal Hip Strength and Movement Speed. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 59A, n. 3, p.286–292, 2004.

DEGENS, H.; ERSKINE, R.M.; MORSE, C.I. Disproportionate chages in skeletal muscle strength and size with resistance training and ageing. **Journal Musculoskelet Neuronal Interact**, v.106, p. 412-417, 2009.

DE SERRES, S. J.; ENOKA, R. M. Older adults can maximally activate the biceps brachii muscle by voluntary command. **Journal Applied of Physiology**, n. 84, p.284–91, 1998.

DOHERTY, T. J. Invited Review: Aging and sarcopenia. **Journal Applied of Physiology**, n. 95, p.1717–1727, 2003.

DUARTE, M.; FREITAS, S. M. S. Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de força para avaliação do equilíbrio. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.14, n.3, p. 183-92, 2010.

DUCHATEAU, J., ENOKA, R. M. Neural control of shortening and lengthening contractions: influence of task constraints. **Journal Physiology**, v. 586, n.24, p. 5853–5864, 2008.

DUCHATEAU, J., SEMMLER J. G., ENOKA, R. M. Training adaptations in the behavior of human motor units. **Journal of Applied Physiology**, 101, p. 1766–1775, 2006.

DU PASQUIER R.A., BLANC Y., SINNREICH M.A, LANDIS T., BURKHARD B., VINGERHOETS F.J.G. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. **Neurophysiologie clinique**, v. 33, p. 213–218, 2003

ERSKINE, R. M.; JONES, D. A.; WILLIAMS, A.; STEWART, C. E.; DEGENS, H. Inter-individual variability in the adaptation of human muscle specific tension to

progressive resistance training. **European Journal Applied Physiology**, n.110, p.1117–1125, 2010.

EVETOVICH, T. K.; HOUSH, T. J.; HOUSH, D. J.; JOHNSON, G. O.; SMITH, D. B.; EBERSOLE, K. T. The effect of concentric isokinetic strength training of the quadriceps femoris on electromyography and muscle strength in the trained and untrained limb. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v. 15, n.4, p. 439–445, 2001.

EVANS, WJ. Effects of exercise on senescent muscle. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, 403(Suppl.): S211–S220, 2002.

EYIGOR, S.; KARAPOLAT, H.; DURMAZ, B.; IBISOGLU, U.; CAKIR, S. A randomized controlled trial of Turkish folklore dance on the physical performance, balance, depression and quality of life in older women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v.48, n.1, p.84–88, 2009.

FATOUROS, I. G., KAMBAS, A., KATRABASAS, I., NIKOLAIDIS, K., CHATZINIKOLAOU, A., LEONTSINI, D., TAXILDARIS, K. Strength training and detraining effects on muscular strength, anaerobic power, and mobility of inactive older men are intensity dependent. **Brazilian Journal Sports Medicine**, v.39, p.776–780, 2005.

FATOUROS , I. G., KAMBAS, A., KATRABASAS, I., LEONTSINI, D., CHATZINIKOLAOU, A., JAMURTAS, A. Z., DOUROUDOS, I., AGGELOUSIS, N., TAXILDARIS K. Resistance training and detraining effects on flexibility performance in the elderly are intensity-dependent. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.20, n.3, p.634–642, 2006.

FAULKNER, J. A.; LARKIN, L. M.; CLAFLIN, D. R.; BROOKS, S. V. Age-related changes in the structure and function of skeletal muscles. **Australian Physiological Society**, n.38, p.69-75, 2007.

FAULKNER, K .A.; REDFERN, M. S., CAULEY, J. A.; LANDSITTEL, D. P., STUDENSKI, S.A.; ROSANO, C.; et al. Multitasking: association between power performance and a history of recurrent falls. **Journal American Geriatrics Society**, v.55, p.570–576, 2007.

FEDERICI, A.; BELLAGAMBA, S.; ROCCHI, M.B. Does dance-based training improve balance in adult and young old subjects? A pilot randomized controlled trial. **Aging Clinical and Experimental Research**, v.17, n.5, p.385–389, 2005.

FERRREIRA , L., GOBBI, S., GOBBI , L. T. B. An explanatory mechanism for the different decline in limb strength in older women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 49, p. 373–377, 2009

FIATARONE,M. A., MARKS, E. C., RYAN N. D., MEREDITH, C. N., LIPSITZ L. A., EVANS W. J. High-intensity strength training in nonagenarians: Effects on skeletal muscle. **Journal of America Medical Association**, v. 22, n. 263, p. 3029-3034, 1990.

FIELDING, R.A.; VELLAS, B.; EVANS, W.J.; BHASIN, S.; MORLEY, J.E.; NEWMAN, A.B.; et al. Sarcopenia: an undiagnosed condition in older adults. Current consensus definition: prevalence, etiology, and consequences. International working group on sarcopenia. **Journal American Medicine Dir. Assoc**, v. 12, p. 249–256, 2011.

FOLDVARI, M.; CLARK, M.; LAVIOLETTE, L.; et al. Association of muscle power with functional status in community-dwelling elderly women. **Journal Gerontology Medicine Science**, n.55A, p.M192–M199, 2000.

FOLSTEIN, M. F.; FOLSTEIN, S.E.; MCHUGH, P. R. Mini-mental state. A practical method for grading the cognitive state of patients for the clinician. **Journal Psychiatric Res**, v.12, p.189–198, 1975.

FOLSTEIN, M. F.; ANTHONY, J.C.; , PARHAD, I.; DUFFY, B.; GRUENBERG, E.M. The meaning of cognitive impairment in the elderly. **Journal American Geriatrics Society**, v.33, p.228–35, 1985.

FONSECA, C.C.; GAMA, E .F. A imagem corporal na dança de salão. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**, v.19, n.3, p.37-43, 2011.

FREITAS, P. B.; KNIGHT, C. A.; BARELA, J. Postural reactions following forward platform perturbation in young, middle-age, and old adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n. 20, p. 693–700, 2010.

FREITAS, P. B.; KNIGHT, C. A.; BARELA, J. A. Postural reactions following forward platform perturbation in young middle-age and old adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, 2010.

FRIED, L.P.; BANDEEN-ROCHE, K.; CHAVES, P.H.; JOHNSON, B.A. Preclinical mobility disability predicts incident mobility disability in older women. **Journal of Gerontology Science Medicine Science**, n.55, p.M43–M52, 2000.

FRONTERA, W. R.; HUGHES,2 V. A.; FIELDING, R. A.; FIATARONE, M. A.; EVANS, W.; ROUBENOFF, R. Aging of skeletal muscle: a 12-yr longitudinal study. **Journal of Applied Physiology**, v.88, p.1321–1326, 2000.

FRONTERA, W. R., REID, K. F., PHILLIPS,1 E. M., KRIVICKAS, L. S., HUGHES, V. A., ROUBENOFF, R., FIELDING, R. A. Muscle fiber size and function in elderly humans: a longitudinal study. **Journal Applied Physiology**, v.105, p.637–642, 2008.

GALVÃO, D.A.; TAAFFE , D. R. Resistance exercise dosage in older adults: Single-versus multiset effects on physical performance and body composition. **Journal American Geriatric Society**, v.53, p.2090–2097, 2009.

GAUCHARD, G. C., TESSIER, A., JEANDEL, C., PERRIN, P. Improved muscle strength and power in elderly:exercising regularly. **International Journal of Exercise Science**, v.24, p. 71–74, 2003.

GUILLOU, E.; DUPUI, P., GOLOMER E. Dynamic balance sensory motor control and symmetrical or asymmetrical equilibrium training. **Clinical Neurophysiology** n. 118,

p. 317–324, 2007.

GINÉ -GARRIGA M., GUERRA M., MANINI T. M., MARI´-DELL'OLMO M., PAGÈS E., UNNITHAN V. B. Measuring balance, lower extremity strength and gait in the elderly: Construct validation of an instrument. **Archives of Gerontology and Geriatrics** v. 51, p.199–204, 2010.

GOODPASTER, B.H.; PARK, S.W.; HARRIS, T.B.; KRITCHEVSKY, S.B.; NEVITT, M.; SCHWARTZ, A.V.; SIMONSICK, E.M., TYLAVSKY, F. A.; VISSER, M.; NEWMAN, A.B. The loss of skeletal muscle strength, mass, and quality in older adults:the health, aging and body composition study. **Journal Gerontology Medicine Science**, n. 61, p. 1059-64, 2006.

GRANACHER, U.; GRUBER, M.; GOFLHOFER, A. Resistance Training' and Neuromuscular Performance in Seniors. **International Journal of Sports Medicine**, v.30, n.9 – S, p.652-657, 2009.

GRANACHER, U.; GRUBER, M.; GOLLHOFER, A. “Force production capacity and functional reflex activity in young and elderly men,” **Aging Clinical and Experimental Research**, v.22, n. 5-6, p. 374–382, 2010.

GRANACHER, U.; MUEHLBAUER, T.; BRIDENBAUGH, S.; BLEIKER, E.; WEHRLE, A.; KRESSIG, R.W. Balance training and multi-task performance in seniors. **International Journal Sports Medicine**, v.31, n.5, p.353-358, 2010.

GRANACHER, U.; BRIDENBAUGH, S. A.; MUEHLBAUER, T.; WEHRLE , A.; KRESSIG, R. W. Age-Related Effects on Postural Control under Multi-Task Conditions. **Gerontology**, n.57, p.247–255, 2011.

GRANACHER, U.; MUEHLBAUER, T.; BRIDENBAUGH, S. A.; WOLF, M.; ROTH, R.; GSCHWIND, Y.; WOLF, I.; MATA, R.; KRESSIG, R. W. Effects of a salsa dance training on balance and strength performance in older adults. **Gerontology**, p. 1-8, 2012.

GRANACHER, U.; MUEHLBAUER, T.; GRUBER, M. A Qualitative Review of Balance and Strength Performance in Healthy Older Adults: Impact for Testing and Training. **Journal of Aging Research**, Article ID 708905, p.1-16, 2012

GUIMARÃES, A. C. A.; SIMAS, J. P. N.; FARIAS, S. F. Dança como uma contribuição para a qualidade de vida. **Cinergis**, v. 4, n. 1, p. 29-37, 2003.

HACKNEY M.E., KANTOROVICH S., EARHART G.M. A study on the effects of Argentine tango as a form of partnered dance for those with Parkinson disease and healthy elderly. **American Journal Dance Therapy**, v.29, n. 2, p.109–127, 2007.

HACKNEY ME, KANTOROVICH S, LEVIN R, EARHART GM. Effects of tango on functional mobility in Parkinson disease: A preliminary study. **Journal Neurology Physical Therapy**, v.31, p.173–179, 2007. [PubMed: 18172414]

HACKNEY, M. E.; EARHART, G. M. Effects of Dance on Gait and Balance in

Parkinson Disease: A Comparison of Partnered and Non-Partnered Dance Movement. **Neurorehabilitation Neural Repair**, v.24, n.4, p.384–392, 2010.

HÄKKINEN, K.; PAKARINEN, A.; KRAEMER, W. J.; HÄKKINEN, A.; VALKEINEN, H.; ALEN, M. Selective muscle hypertrophy, changes in EMG and force, and serum hormones during strength training in older women. **Journal Applied Physiology**, n.91, p. 569–580, 2001.

HÄKKINEN, K., ALEN, M., KRAEMER, W. J., GOROSTIAGA, E., IZQUIERDO, M., RUSKO, H., MIKKOLA, J., HÄKKINEN, A., VALKEINEN, H., HAARAKAINEN, E., ROMU, S., EROLA, V., AHTIAINEN, J., PAAVOLAINEN, L. Neuromuscular adaptations during concurrent strength and endurance training versus strength training. **European Journal Applied Physiology**, v. 89, p. 42–52, 2003.

HAMILTON DM, HAENNEL RG. Validity and reliability of the 6-minute walk test in a cardiac rehabilitation population. **Journal Cardiac Rehabilitation**, v 20, n.3, p. 156-164, 2000.

HANSON, E.D.; SRIVATSAN, S.R.; AGRAWAL, S.; MENON, K.S.; DELMONICO, M. J. WANG, W.G.; HURLEY, B.F. Effects of strength training on physical function: Influence of power, strength, and body composition. **Journal Strength Condition Research**, v.23, n.9, p. 2627–2637, 2009.

HATZITAKI, V.; AMIRIDIS, I.G.; ARABATZI, F. Aging effects on postural responses to self-imposed balance perturbations. **Gait & Posture**, n.22, p.250-257, 2005.

HAYASHI, D.; GONÇALVES, C. G.; PARREIRA, R. B.; FERNANDES, K. B. P.; TEIXEIRA, D. C.; SILVA, R. A.; PROBST, V. S. Postural balance and physical activity in daily life (PADL) in physically independent older adults with different levels of aerobic exercise capacity. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, 2012.

HAZELL, T.; KENNO, K.; JAKOBI, J. Functional Benefit of Power Training for Older Adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, n.15, p.349-359, 2007.

HENWOOD, T. R.; RIEK, S.; TAAFFE, D. R. Strength Versus Muscle Power-Specific Resistance Training in Community-Dwelling Older Adults. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v.63A, n.1, p.83–91, 2008.

HERSHKOVITZ, A., POLATOV, I., BELOOSESKY, Y., BRILL, S. Factors affectin mortality of frail hip-fractured elderly patients. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v. 51, p. 113–116, 2010.

HIGBIE, E. J.; CURETON, K. J.; WARREN III, G. L.; PRIOR, B. M. Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. **Journal of Applied Physiology**, n.81, p.2173-2181, 1996.

HERNANDES, E. S. C., BARROS, J. F. Efeitos de um programa de atividades físicas e educacionais para idosos sobre o desempenho em testes de atividades da vida diária. **Revista Brasileira Ciência e Movimento**. v.12, n.2, p. 43-50, 2004.

HOLM, L.; REITELSEDER, S.; PEDERSEN, T. G.; DOESSING, S.; PETERSEN, S. G.; FLYVBJERG, A.; ANDERSEN, J. L.; AAGAARD, P.; KJAER M. Changes in muscle size and MHC composition in response to resistance exercise with heavy and light loading intensity. **Journal of Applied Physiology**, n.105, p. 1454–1461, 2008.

HORAK, F. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about the neural control of balance to prevent falls? **Age and Ageing**, v. 35-S2, p. 7-11, 2006.

HORTOBÁGYI, T., TUNNEL, D., MOODY, J., BEAM, S., De VITA, P. Low – or high – intensity strength training partially restores impaired quadriceps force accuracy and steadiness in aged adults. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, v.56, n.1, p.B38-B47, 2001.

HUBERT, H. B.; BLOCH, D. A.; OEHLERT, J. W.; FRIES, J. F. Lifestyle habits and compression of morbidity. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, n.57a, p.m347-m351, 2002.

HUGHES, V. A.; FRONTERA, W. R.; WOOD, M.; EVANS, W. J.; DALLAL, G. E.; ROUBENOFF, R.; FIATARONE, M.A. Longitudinal muscle strength changes in older adults: influence of muscle mass, physical activity and health. **Journal Gerontology A. Biol Sciences Medicine Sciences**, n.56, p.B209–B217, 2001.

HUI, E.; CHUI, B.T.; WOO, J. Effects of dance on physical and psychological well-being in older persons. **Archives of Gerontology Geriatrics**, v.49, n.1, p.45-50, 2009.

IBGE. Censo 2010: Comunicação Social, 29 de abril de 2011. http://www.ibge.gov.br/home/presidencia/noticias/noticia_visualiza.php?id_noticia=1866&id_pagina=1 acesso em 30/08/2012

IZQUIERDO, M., AGUADO, X., GONZALEZ R., LÓPEZ J. L., HÄKKINEN, K. Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. **European Journal Applied Physiology**, v.79, p. 260 ± 267, 1999.

JAKOBI, J. M.; RICE, C. L. Voluntary muscle activation varies with age and muscle group. **Journal of Applied Physiology**, n.93, p. 457–462, 2002.

JUDGE, J. O. Balance training to maintain mobility and prevent disability. **American Journal of Preventive Medicine**, v.25 n.3Sii, p.150–156, 2003.

KANEHISA H., NAGAREDA H., KAWAKAMI Y., AKIMA H., MASANI K., KOUZAKI M. Effects of equivolume isometric training programs comprising medium or high resistance on muscle size and strength. **European Journal of Applied Physiology**, v.87, p.112 – 119, 2002.

KATSIARAS, A.; NEWMAN, A.B.; KRISKA, A.; BRACH, J.; KRISHNASWAMI, S.; FEINGOLD, E.; KRITCHEVSKY, S.B.; LI, R.; HARRIS, T.B.; SCHWARTZ, A.; GOODPASTER, B.H. Skeletal muscle fatigue, strength, and quality in the elderly: the Health ABC Study. **Journal Applied Physiology**, n.99, p.210–216, 2005.

KATTENSTROTH, J.C.; KOLANKOWSKA, I.; KALISCH, T.; DINSE, H. R. Superior sensory, motor, and cognitive performance in elderly individuals with multi-year dancing activities. **Frontiers in Aging Neuroscience**, v. 2, 2010.

KATTENSTROTH, J.C.; KOLANKOWSKA, I.; KALISCH, T.; DINSE, H. R. Balance, sensorimotor, and cognitive performance in long-year expert senior ballroom dancers. **Journal of Aging Research**, p. 1-10, 2011.

KAWAKAMI, Y.; ABE, T.; KUNO, S.Y.; FUKUNAGA, T. Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. **European Journal Applied Physiology**, n.72, p.37-43, 1995.

KENT-BRAUN J. A., LE BLANC R. Quantitation of central activation failure during maximal voluntary contractions in humans. **Muscle Nerve**, v.19, p. 861–869, 1996.

KENT-BRAUN, J. A.; ALEXANDER V. NG. Specific strength and voluntary muscle activation in young and elderly women and men. **Journal of Applied Physiology**, n.87, p.22-29, 1999.

KENT-BRAUN et al. Functional relationships of central and peripheral muscle alterations in multiple sclerosis. **Muscle Nerve**, v. 29, p. 843–852, 2004.

KEOGH, J. W. L.; KILDING, A.; PIDGEON, P.; ASHLEY, L.; GILLIS D. Physical Benefits of Dancing for Healthy Older Adults: A Review. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.17, p.1-23, 2009.

KEOGH, J. W. L.; KILDING, A.; PIDGEON, P.; ASHLEY, L.; GILLIS D. Effects of different weekly frequencies of dance on older adults' functional performance and physical activity patterns. **European Journal of Sports and Exercise Science**, v.1, n.1, p.14-23, 2012.

KIM, S.; LOCKHART, T. Effects of 8 Weeks of Balance or Weight Training for the Independently Living Elderly on the Outcomes of Induced Slips. **International Journal Rehabilitation Research**, v. 33, n.1, p. 49–55, 2010.

KIM, M. J.; YABUSHITA, N.; KIM, M. K.; NEMOTO, M.; SEINO, S.; TANAKA K. Mobility performance tests for discriminating high risk of frailty in community-dwelling older women. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, v.51, p.192–198, 2010.

KIM, S. H.; KIM, M.; AHN, Y. B.; LIM, H. K.; KANG, S. G.; CHO, J. H.; PARK, S. J.; SONG, S. W. Effect of dance exercise on cognitive function in elderly patients with metabolic syndrome: A pilot study. **Journal of Sports Science and Medicine**, v. 10, p.671-678, 2011.

KLASS M., BAUDRY S., DUCHATEAU J. Aging does not affect voluntary activation of the ankle dorsiflexors during isometric, concentric, and eccentric contractions. **Journal of Applied Physiology**, v.99, p. 31–38, 2005.

KLASS M., BAUDRY S., DUCHATEAU J. Voluntary activation during maximal contraction with advancing age: a brief review. **European Journal Applied**

Physiology, v. 100, p. 543–551, 2007.

KLASS M., BAUDRY S., DUCHATEAU J. Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions. **Journal of Applied Physiology**, 104, 739–746, 2008.

KNIGHT, C.A., KAMEN, G. Adaptations in muscular activation of the knee extensor muscles with strength training in young and older adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v.11, p.405–412, 2001.

KOH, T.; HERZOG, W. Excursion is important in regulating sarcomere number in the growing rabbit tibialis anterior. **Journal of Physiology**, n.508.1, p. 267–280, 1998.

KOOPMAN, R.VAN LOON, L. J. C. Aging, exercise, and muscle protein metabolism. **Journal of Applied Physiology**, n.106, p. 2040–2048, 2009.

KOVAČOVA, L.; STEJSKAL,P.; NEULS,F.; ELFMARK, M. Adherence to the aerobics exercise program in women aged 40 to 65. **Acta Univ. Palacki. Olomuc., Gymn**, vol. 41, no. 2, 2011.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; ITO, M.; FUKUNAGA, T. Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. **Journal of Applied Physiology**, n.91, p.26–32, 2001.

KUBO, K.; KANEHISA, H.; MIYATANI, M., TACHI, M.; FUKUNAGA T. Effect of low-load resistance training on the tendon properties in middle-aged and elderly women. **Acta Physiological Scandinavian**, n.178, p 25–32, 2003.

KURAMOTO, A. M. Therapeutic benefits of Tai Chi. Exercise Research Review. **Wisconsin Medical Journal**, v.105, n.7, p.42-46, 2006.

LAMBERT, C. P., EVANS, W. J. Effects of aging and resistance exercise on determinants of muscle strength. **Journal American Aging Assoc.**, v. 25, p. 73-78, 2002.

LA ROCHE, D.P.; CREMIN, K. A.; GREENLEAF ,B.;CROCE, R, V. Rapid torque development in older female fallers and non fallers: A comparison across lower-extremity muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, v. 20, p.482–488, 2010.

LAUGHTON, C. A.; SLAVIN, M.; KATDARE, K.; NOLAN, L.; BEAN, J. F.; KERRIGAN, D. C.; PHILLIPS, E.; LIPSITZ, L. A.; COLLINS, J. J. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait & Posture**, n. 18, p.101-108, 2003.

LEE, J. W.; YOON, S. W. The effects of neuromuscular electrical stimulation on skeletal muscle architecture and qualitative properties in vivo. **International Journal of Contents**, v.5, n.4, p. 35-39, 2009.

LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J. Functional and clinical significance of skeletal muscle

architecture. **Muscle Nerve**, n. 23, p.1647–1666, 2000.

LIEBER, R. L.; FRIDÉN, J. Clinical significance of skeletal muscle architecture. **Clinical Orthopaedics and Related Research**, n.383, p. 140–151, 2001.

LEXELL, J.; TAYLOR, C.C.; SJOSTROM, M. What is the cause of the ageing atrophy? Total number, size and proportion of different fiber types studied in whole vastus lateralis muscle from 15-to 83-year-old men. **Journal Neurology Science**, n.84, p.275–94, 1988.

LEXELL J. Strength training and muscle hypertrophy in older men and women. **Top Geriatric Rehabilitation**, n.15, p.41–46, 2000.

LIAW, M. Y.; CHEN, C.L.; PEI, Y.C.; LEONG, C.P.; LAU, Y.C. Comparison of the Static and Dynamic Balance Performance in Young, Middle-aged, and Elderly Healthy People. **Chang Gung Medicine Journal**, n.32, p.297-304, 2009.

LIMA- COSTA, M. F.; BARRETO, S. M.; GIATTI, L. Condições de saúde, capacidade funcional, uso de serviços de saúde e gastos com medicamentos da população idosa brasileira: um estudo descritivo baseado na Pesquisa Nacional por Amostra de Domicílios. **Caderno de Saúde Pública**, Rio de Janeiro, v. 19, n.3, p.735-743, 2003.

LIMA, R. M.; BOTTARO, M.; CARREGARO, R.; OLIVEIRA, J. F.; BEZERRA, L. M. A.; OLIVEIRA, R. J. Effects of resistance training on muscle strength of older women: a comparison between methods. **Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano**, v.14, n.4, p.409-418, 2012.

LIN, C. F.; CHANG, C. L.; KUO, L. C.; LIN, C. J.; CHEN, C. Y.; SU, F. C. Postural control while dressing on two surfaces in the elderly. **Age**, n.33, p.187–196, 2011.

LIN, S. I.; WOOLLACOTT, M. H. “Postural muscle responses following changing balance threats in young, stable older, and unstable older adults,” **Journal of Motor Behavior**, v.34,n.1, p. 37–44, 2002.

LIU-AMBROSE, T.; KHAN, K.M.; ENG, J. J.; JANSSEN, P.A.; LORD, S. R.; MCKAY, H.A. Both Resistance and Agility Training Reduce Fall Risk in 75–85 Year Old Women with Low Bone Mass: A Six-Month Randomized Controlled Trial. **Journal American Geriatric Society**, v.52, n.5, p. 657–665, 2004.

LIU, J.; WANG, X.Q.; ZHENG, J.J.; PAN, Y.J.; HUA, Y.H.; ZHAO, S.M.; SHEN, L. Y.; FAN, S.; ZHONG, J. Z. Effects of Tai Chi versus Proprioception Exercise Program on Neuromuscular Function of the Ankle in Elderly People: A Randomized Controlled Trial. **Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine**, p. 1-8, 2012.

LOPES KT, COSTA DF, SANTOS LF, CASTRO DP, BASTONE AC. Prevalência do medo de cair em uma população de idosos da comunidade e sua correlação com mobilidade, equilíbrio dinâmico, risco e histórico de quedas. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v.13, n.3, p.223-9, 2009.

LORD, S.R.; DAYHEW, J. Visual risk factors for falls in older people. **Journal American Geriatrics Society**, v.49, p. 508–515, 2001.

LUCHIES, C. W.; WALLACE, D.; PAZDUR, R.; YOUNG, S.; DEYOUNG, A. J. Effects of age on balance assessment using voluntary and involuntary step tasks. **Journal Gerontology**, n.54, p. M140–4, 1999.

LYNN, R.; MORGAN, D.L. Decline running produces more sarcomeres in rat vastus intermedius muscle fibers than does incline running. **Journal Applied Physiology**, n.77, p.1439–1444, 1994.

MACALUSO, A.; DE VITO, G. Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. **European Journal of Applied Physiology**, v.91, n.4, p.450-72, 2004.

MACKEY, D. C.; ROBINOVITCH, S. N. Postural steadiness during quiet stance does not associate with ability to recover balance in older women. **Clinical Biomechanics**, n.20, p.776–783, 2005.

MACKEY, D. C.; ROBINOVITCH, S. N. Mechanisms underlying age-related differences in ability to recover balance with the ankle strategy. **Gait & Posture**, n.23, p. 59–68, 2006.

MAIRET, S.; MAÏSETTI, O.; PORTERO, P. Homogeneity and reproducibility of in vivo fascicle length and pennation determined by ultrasonography in human vastus lateralis muscle. **Science & Sports**, n.21 p.268–272, 2006.

MAIRET, S.; MAÏSETTI, O.; ROLLAND, E.; PORTERO, P. Neuromuscular and architectural alterations of the vastus lateralis muscle in elderly patients with unilateral knee osteoarthritis. **Annales de Readaptation et de Médecine Physique**, n.51, 16–23, 2008.

MAKI, B. E.; MCILROY, W.E. The role of limb movements in maintaining upright stance: the “change-in-support” strategy. Review. **Physical Therapy**, n.77, p. 488–507, 1997.

MAKI, B. E., McILROY, W. E. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention. **Age and Ageing**, v.35-S2, p.2-8, 2006.

MANINI, T. M., CLARK, B.C. Dynapenia and Aging: An Update. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 67A, n.1, p.28–40, 2012.

MANINI, T. M.; PAHOR, M. Physical activity and maintaining physical function in older adults. **British Journal of Sports Medicine**, n.43, p.28-31, 2009.

MARRA, T.A.; PEREIRA, L.S.M.; FARIA, C.D.C.M.; PEREIRA, D.S.; MARTINS, M.A.A.; TIRADO, M.G.A. Avaliação das atividades de vida diária de idosos com diferentes níveis de demência. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 11, n. 4, p. 267-273, 2007.

MARSH, A. P.; MILLER, M. E.; REJESKI, W. J.; HUTTON, S. L.; KRITCHEVSKY, S. B. Lower extremity muscle function after strength or power training in older adults. **Journal of Aging and Physical Activity** v.17, p. 416-443, 2009.

MAZZEO, R. S.; TANAKA, H. Exercise prescription for the elderly: current recommendations. **Sports Medicine** v. 31, p. 809-818, 2001.

MCFADYEN, B.J.; PRINCE, F. Avoidance and accommodation of surface height changes by healthy, community-dwelling, young, and elderly men. **Journal Gerontology**, v.57, p.B166–B174, 2002.

MCILROY, W.E.; MAKI, B.E. Age-related changes in compensatory stepping in response to unpredictable perturbations. **Journal Gerontology**, n.51, p.M289–96, 1996.

MCKINLEY, P.; JACOBSON, A.; LEROUX, A.; BEDNARCZYK, V.; ROSSIGNOL, M.; FUNG, J. Effect of a community-based argentine tango dance program on functional balance and confidence in older adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, n.16, p.435-453, 2008.

MCNEIL, C. J., VANDERVOORT, A. A., RICE, C. L. Peripheral impairments cause a progressive age-related loss of strength and velocity-dependent power in the dorsiflexors. **Journal of Applied Physiology**, 102, P. 1962–1968, 2007.

MELZER, I.; BENJUJA, N.; KAPLANSKI, J. Effects of regular walking on postural stability in the elderly people. **Gerontology**, n.49, p.240–5, 2003.

MELZER, I.; SHTILMAN, I.; ROSENBLATT, N.; ODDSSON, L. I. Reliability of voluntary step execution behavior under single and dual task conditions. **J Neuroeng Rehabilitation**, 4:16, 2007.

MELZER I., KURZ I, SHAHAR D., LEVI M., ODDSSON L. Application of the voluntary step execution test to identify elderly fallers. **Age and Ageing**, v. 36, p. 532–537, 2007.

MELZER, I.; ELBAR, O.; TSEDEK, I.; ODDSSON, L. I. A water-based program that include perturbation exercises to improve stepping responses inn older adults: study protocol for a randomized controlled cross-over trial. **BMC Geriatrics**, v. 8, p. 19, 2008.

MENDES, E. M. As redes de atenção à saúde. Brasília: Organização Pan-Americana de Saúde, 2011.

MISIC, M. M., ROSENGREN, K. S., WOODS, J. A., EVANS, E. M. Muscle quality, aerobic fitness and fat mass predict lower-extremity physical function in communitydwelling older adults. **Gerontology**, 53, 260-266, 2007.

MITCHELL, W. K., WILLIAMS, J., ATHERTON, P., LARVIN, M., LUND, J., NARICI, M. Sarcopenia, dynapenia, and the impact of advancing age on human skeletal muscle size and strength; a quantitative review. **Frontiers in Physiology**, v.3, p. 1-

18, 2012.

MIYATANI, M.; KANEHISA, H.; KUNO, S.; NISHIJIMA, T., FUKUNAGA, T. Validity of ultrasonograph muscle thickness measurements for estimating muscle volume of knee extensor in humans. **European Journal Applied Physiology**, n.86, p.203-208, 2002.

MIZNER, R. L., STEVENS, J. E., SNYDER-MACKLER L. Voluntary activation and decreased force production of the quadriceps femoris muscle after total knee arthroplasty. **Physical Therapy**, v. 83, p. 359-365, 2003.

MORAES, E. N. Atenção a saúde do Idoso: Aspectos Conceituais. Brasília: Organização Pan-Americana da Saúde, 2012.

MORLEY, J.E.; BAUMGARTNER, R.N.; ROUBENOFF , R. et al. Sarcopenia. **Journal of Laboratory Clinical Medicine**, n.137, p. 231–43, 2001.

MURLASITS, Z.; REED, J.; WELLS, K. Effect of resistance training frequency on physiological adaptations in older adults. **Journal of Exercise Science & Fitness**, n.10, p. 28-32, 2012.

MIYAMOTO S.T., LOMBARDI J., BERG K.O., RAMOS L.R., NATOUR J. Brazilian version of the Berg balance scale. **Brazilian Journal of Medical and Biological Research**, 37, 1411-1421, 2004.

NAKAMURA, H.; TSUCHIDA, T.; MANO, Y. The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation. **Journal of Electromyography and Kinesiology**, n.11, p. 395–403, 2001.

NARICI, M.V.; SUSTA, D.; CIUFFREDA, L.; FERRI, A.; SCAGLIONI, G.; CAPODAGLIO, P. Changes in human gastrocnemius muscle architecture with ageing. **Journal Physiololy** (Lond), n.518, p.87, 1999.

NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N.; REEVES, N. D.; CAPODAGLIO, P. Effect of aging on human muscle architecture. **Journal of Applied Physiology**, n.95, p. 229–2234, 2003.

NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Adaptability of elderly human muscles and tendons to increased loading. **Journal Anatomical Society of Great Britain and Ireland**, n.208, p433–443, 2006.

NARICI, M.; MAGANARIS, C. N. Plasticity of the muscle-tendon complex with disuse and aging. **Exercise and Sport Sciences Reviews**, v.35, n.3, p. 126-134, 2007.

NARICI, M. V.; MAFFULLI, N. Sarcopenia: characteristics, mechanisms and functional significance. **British Medical Bulletin**, v. 95, p.139–159, 2010.

NEWMAN, A. B., KUPELIAN, V., VISSER, M., SIMONSICK, E. M., GOODPASTER, B. H., KRITCHEVSKY, S. B., TYLAVSKY, F. A., RUBIN, S. M., HARRIS, T. B. Strength, but not muscle mass, is associated with mortality in the

health, aging and body composition study cohort. **Journal Gerontology Biology Science Medicine Science**, v.61, p.72–77, 2006.

NOORKOIV, M.; NOSAKA, K.; BLAZEVIK, A.J. Assessment of quadriceps muscle cross-sectional area by ultrasound extended-field-of-view imaging. **European Journal Applied Physiology**, n.109, p.631–639, 2010.

NOORKOIV, M.; STAVNSBO, A.; AAGAARD, P.; BLAZEVIK, A. J. In vivo assessment of muscle fascicle length by extended field-of-view Ultrasonography. **Journal of Applied Physiology**, n.109, p. 1974–1979, 2010.

O'CONNOR et al. Postural adaptations to repeated optic flow stimulation in older adults. **Gait & Posture**. v.28, p.385-391, 2008.

ODA, T.; HIMENO, R.; HAY, D. C.; CHINO, K.; KURIHARA, T.; NAGAYOSHI, T.; KANEHISA, H.; FUKUNAGA, T.; KAWAKAMI, Y. In vivo behavior of muscle fascicles and tendinous tissues in human tibialis anterior muscle during twitch contraction. **Journal of Biomechanics**, n.40, p.3114–3120, 2007.

O'NEILL, B.; MCKEVITT, A.; RAFFERTY, S.; BRADLEY, J. M.; JOHNSTON, O.; BRADBURY, I; et al. A comparison of twice- versus once-weekly supervision during pulmonary rehabilitation in chronic obstructive pulmonary disease. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.88, n.2, p.167-72, 2007.

OKUMA SS. O idoso e a atividade física: fundamentos e pesquisa. Campinas, SP: Papyrus, 2004.

ORR, R.; VOS, N. J.; SINGH, N. A.; ROSS, D. A.; STAVRINOS, T. M.; FIATARONE-SINGH, M. A. Power Training Improves Balance in Healthy Older Adults. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v.1A, n. , p.78–85, 2006.

PAHOR M., MANINI T., CESARI M. Sarcopenia: clinical evaluation, biological markers and other evaluation tools. **The Journal of Nutrition, Health & Aging**, v.13, n. 8, p. 724-728, 2009.

PANCHANGAM, A.; CLAFLIN, D. R.; PALMER, M. L.; FAULKNER, J. A. Magnitude of sarcomere extension correlates with initial sarcomere length during lengthening of activated single fibers from soleus muscle of rats. **Biophysical Journal**, v.95, p.1890–1901, 2008.

PARK , H.; KIM, K. J.; KOMATSU, T.; PARK, S. K.; MUTOH, Y. Effect of combined exercise training on bone, body balance, and gait ability: a randomized controlled study in community-dwelling elderly women. **Journal of Bone and Mineral Metabolism**, n.26, p.254-259, 2008.

PAVOL, M. J.; OWINGS, T. M.; FOLEY, K. T.; GRABINER, M. D. Mechanisms Leading to a Fall From an Induced Trip in Healthy Older Adults. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v.56A, n.7, p.M428-437, 2001.

PAVOL, M.J.; RUNTZ, E. F.; EDWARDS, B. J.; PAI, Y.C. Age influences the

outcome of a slipping perturbation during initial but not repeated exposures. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, n.57, p.M496-503, 2002.

PERSCH, L. N.; UGRINOWITSCH, C.; PEREIRA, G.; RODACKI, A. L. F. Strength training improves fall-related gait kinematics in the elderly: a randomized controlled trial. **Clinical Biomechanics**, n.24, p.819–825, 2009.

PEREIRA, M. M.; OLIVEIRA, R. J.; SILVA, M. A. F.; SOUZA, L. H. R.; VIANNA, L.G. Effects of *Tai Chi Chuan* on knee extensor muscle strength and balance in elderly women. **Revista Brasileira de Fisioterapia**, v. 12, n. 2, p. 121-6, 2008.

PERRACINI MR, RAMOS LR. Fatores associados a quedas em uma coorte de idosos residentes na comunidade. **Revista de Saúde Pública** v.36, n.6, p.709-16, 2002.

PERRIN, P. P.; GAUCHARD, G. C.; PERROT, C.; JEANDEL, C. Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people. **British Journal of Sports Medicine**, n.33, p.121–126, 1999.

PETTERSON, S.C., BARRANCE, P., MARMON, A. R., HANDLING, T.; BUCHANAN, T. S., SNYDER-MACKLER, L. Time Course of Quad Strength, Area and Activation after Knee Arthroplasty and Strength Training. **Medicine & Science In Sports & Exercise**, v.43, n.2, p. 225–231, 2011.

PHILIPPOU, A.; HALAPAS, A.; MARIDAKI, M.; KOUTSILIERIS, M. Type I insulin-like growth factor receptor signaling in skeletal muscle regeneration and hypertrophy. **Journal Musculoskelet Neuronal Interact**, v.7, n.3, p.208-218, 2007.

PHILIPPOU, A.; MARIDAKI, M.; BOGDANIS, G.; HALAPAS, A.; KOUTSILIERIS, M. Changes in the Mechanical Properties of Human Quadriceps Muscle after Eccentric Exercise. **In Vivo**, n.23, p.859-866, 2009.

POTIER, T.G.; ALEXANDER, C.M.; SEYNNES, O.R. Effects of eccentric strength training on biceps femoris muscle architecture and knee joint range of movement. **European Journal Applied Physiology**, v.105, n.6, p.939-44, 2009.

PRIOLI, A.C.; FREITAS JÚNIOR, P. B.; BARELA, J.A. Physical activity and postural control in the elderly: coupling between visual information and body sway. **Gerontology**, n.51, p.145-8, 2005.

PROSKE, U.; MORGAN, D. L. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism,mechanical signs, adaptation and clinical applications. **Journal of Physiology**, n.537.2, pp.333–345, 2001.

PRUITT, L. A.; TAAFFE, D.R.; MARCUS, R. Effects of a one-year high-intensity versus low-intensity resistance training program on bone mineral density in older women. **Journal Bone Miner Research**, n.10, p.1788–1795, 1995.

PUCCI, A. R.; GRIFFIN, L.; CAFARELLI, E. Maximal motor unit firing rates during isometric resistance training in men. **Experimental Physiology**, n. 91.1 p.171–178,

2005.

QUADROS JR, A.C. Dança De Salão, Funções Executivas E Memória Em Idosos Institucionalizados. Dissertação de Mestrado. Rio Claro – São Paulo. , Universidade Estadual Paulista.

RANTANEN ,T.; ERA, P.; HEIKKINEN, E. Physical activity and the changes in maximal isometric strength in men and women from the age of 75 to 80 years. **Journal American Geriatrics Society**, v.45, p.1439–45, 1997.

REEVES, N. D.; NARICI, M. V.; MAGANARIS, C. N. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. **Journal of Applied Physiology**, n.96, p.885–892, 2004.

REEVES, N. D.; MAGANARIS, C. N.; LONGO, S.; NARICI, M. V. Differential adaptations to eccentric *versus* conventional resistance training in older humans. **Experimental Physiology**, n.94.7, p.825–833, 2009.

REID K. F., DOROS G., CLARK D. J., PATTEN C., CARABELLO R. J., CLOUTIER G. J., PHILLIPS E. M., KRIVICKAS L. S., FRONTERA W. R., FIELDING R. A. Muscle power failure in mobility-limited older adults: preserved single fiber function despite lower whole muscle size, quality and rate of neuromuscular activation. **European Journal Applied Physiology**, v. 112, n.6, p. 2289–2301, 2012.

RIBEIRO, F.; OLIVEIRA, J. Effect of physical exercise and age on knee joint positions sense. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, n.51, p.64-67, 2010.

RICE J., KEOGH J. W. L. Power Training: Can it improve functional performance in older adults? A Systematic Review. **International Journal of Exercise Science**,v. 2, n.2, p. 131-151, 2009.

ROBERTSON, M.C.; CAMPBELL, A.J.; GARDNER, M.M.; DEVLIN, N. Preventing injuries in older people by preventing falls: a meta-analysis of individual-level data. **Journal American Geriatrics Society**, v. 50, p.905–911, 2002.

RODACKI, C. L. N.; RODACKI, A. F. L.; PEREIRA, G.; NALIWAIKO, K.; COELHO, I.; PEQUITO, D.;FERNANDES, L. C. Fish-oil supplementation enhances the effects of strength training in elderly women. **American Journal Clinical Nutrition**, p.1-9, 2012.

RUBENSTEIN, L. Z.;JOSEPHSON, K. R.“The epidemiology of falls and syncope,” **Clinics in Geriatric Medicine**, v. 18, n.2, p. 141–158, 2002.

RUSS, D. W., GREGG-CORNELL K., CONAWAY, M. J., CLARK, B. C. Evolving concepts on the age-related changes in “muscle quality”. **Journal Cachexia Sarcopenia Muscle**, v.3, p.95–109, 2012.

RUTHERFORD, O. M.; JONES T. A. The role of learning and coordination in strength

training. **European Journal Applied Physiology**, n.55, p.100–105, 1986.

SAYER, A. A.; DENNISON, E. M.; SYDDALL, H.E.; JAMESON, K.; MARTIN, H. J.; COOPER, C. The developmental origins of sarcopenia: using peripheral quantitative computed tomography to assess muscle size in older people. **Journal Gerontology Biology Science Medicine Science**, v.63, n.8, p.835–840, 2008.

SALMINEN, M.; VAHLBERG, T.; SIHVONEN, S.; SJÖSTEN, N.; PIIRTOLA, M.; ISOAHO, R.; AARNIO, P.; KIVELA, S.L. Effects of risk-based multifactorial fall prevention on postural balance in the community-dwelling aged: A randomized controlled trial. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, n.48, p.22–27, 2009.

SCAGLIONI, G.; NARICI, M. V.; MAFFIULETTI, N. A.; PENSINI, M.; MARTIN, A. Effect of ageing on the electrical and mechanical properties of human soleus motor units activated by the H reflex and Mwave. **Journal Physiology**, n.548.2, p. 649–661, 2003.

SCAGLIONI, G.; FERRI, A.; MINETTI, A. E.; MARTIN, A.; VAN HOECKE, J.; CAPODAGLIO, P.; SARTORIO, A.; NARICI, M. V. Plantar flexor activation capacity and H reflex in older adults: adaptations to strength training. **Journal Applied Physiology**, n.92, p.2292–2302, 2002.

SCHOENFELD, B. J. The mechanisms of muscle hypertrophy and their application to resistance training. **Journal of Strength and Conditioning Research**, v.24, n.10, p. 2857-2872, 2010.

SEYNNES, O., SINGH, M. A. F., HUE, O., PRAS, P., LEGROS, P., BERNARD, P. L. Physiological and functional responses to low-moderate versus high-intensity progressive resistance training in frail elders. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v. 59A, n. 5, p.503–509, 2004.

SHIELD, A.; ZHOU, S. Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. **Sports Medicine**, 34:253–67, 2004.

SHIGEMATSU, R.; CHANG, M.; YABUSHITA, N.; SAKAI, T.; NAKAGAICHI, M.; NHO, H.; et al. Dance-based aerobic exercise may improve indices of falling risk in older women. **Age and Ageing**, 31, 261–266, 2002.

SHIN, S.; DEMURA, S. Comparison and age-level differences among various step tests for evaluating balance ability in the elderly. **Archives of Gerontology and Geriatrics**, n.50, p. e51–e54, 2010.

SHIMADA, H.; OBUCHI, S.; FURUNA, T.; SUZUKI, T. New intervention program for preventing falls among frail elderly people: the effects of perturbed walking exercise using a bilateral separated treadmill. **American Journal Physical Medicine Rehabilitation**, n.83, p.493-9, 2004.

SHINOHARA, M.; KOUZAKI, M.; YOSHIHISA, T.; FUKUNAGA, T. Efficacy of tourniquet ischemia for strength training with low resistance. **European Journal Applied Physiology**, n.77, p.189–191, 1998.

SHUMWAY-COOK, A.; WOOLLACOTT, M., KERNS, KA.; BALDWIN M. The effects of two types of cognitive tasks on postural stability in older adults with and without a history of falls. **Journal of Gerontology: Medical Sciences**, v.52, n.4, p.M232–40, 1997.

SHUMWAY-COOK A, WOOLLACOTT MH. Controle motor: teoria e aplicações práticas. 2.ed. Barueri: Manole: 2003.

SILSUPADOL, P.; LUGADE, V.; SHUMWAY-COOK, A.; DONKELAAR, P. V.; CHOU, L. S.; MAYR U.; WOOLLACOTT, M. H. Training-related changes in dual-task walking performance of elderly persons with balance impairment: A double-blind, randomized controlled trial. **Gait & Posture**, v.29, n.4, p. 634–639, 2009.

SIMÃO R. **Fisiologia e prescrição de exercícios para grupos especiais**. São Paulo: Phorte, 2004.

SIQUEIRA, R.L.; BOTELHO, M.I.V.; COELHO, F.M.G. A velhice: algumas considerações teóricas e conceituais. **Ciência e Saúde Coletiva**, v.7, n.4, p.899-906, 2002.

SIU, K. C.; CHOU, L. S.; MAYR, U.; VAN DONKELAAR, P.; WOOLLACOTT, M. H. “Does inability to allocate attention contribute to balance during gait in older adults?” **Journal Gerontology Science Medicine Science**, n.63, p.1364-1369, 2008.

SKELTON, DA. ; MACLAGHLIN, A.W. Training functional ability in old age. **Physiotherapy**, v.82, n.3, p.159–67, 1996.

SKELTON, D. A.; KENNEDY, J.; RUTHERFORD, O. M. “Explosive power and asymmetry in leg muscle function in frequent fallers and non-fallers aged over 65,” **Age & Ageing**, v. 31, n. 2, p. 119–125, 2002.

SOFIANIDIS, G.; HATZITAKI, V.; DOUKA, S.; GROUIOS, G. Effect of a 10-week traditional dance program on static and dynamic balance control in elderly adults. **Journal of Aging and Physical Activity**, v.17, p. 167-180, 2009.

SPARROW, W.A.; BRADSHAW, E. J.; LAMOUREUX E.; TIROSH, O. Ageing effects on the attention demands of walking. **Human Movement Science**, n.21, p. 961–972, 2002.

STACKHOUSE S. K., STEVENS J. E., LEE S. C. K., PEARCE K. M., SNYDER-MACKLER L., BINDER-MACLEOD S. A. Maximum voluntary activation in nonfatigued and fatigued muscle of young and elderly individuals. **Physical Therapy**, v. 81, n. 5, p. 1102-1109, 2001.

STACKHOUSE S. K. , MSPT, DEAN J. C., BS, LEE S. C. K., BINDER-MACLEOD S. A. Measurement of central activation failure of the quadriceps femoris in healthy adults. **Muscle Nerve**, 23, 1706–1712, 2000.

STEIB, S.; SCHOENE, D.; PFEIFER, K. Dose-Response Relationship of Resistance Training in Older Adults: A Meta-Analysis. **Medicine & Science in Sports & Exercise**, v.42, n.5, p.902-14, 2010.

STEVENS, J. E., MIZNER, R. L., SNYDER-MACKLER L. Neuromuscular electrical stimulation for quadriceps muscle strengthening after bilateral total knee arthroplasty: a case series. **Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy**, 34, p.21-29, 2004.

STUDENSKI, S. Bradypedia: is gait speed ready for clinical use? **Journal Nutritional Health Aging** 13, 878–880, 2009.

SUETTA, C.; AAGAARD, P.; ROSTED, A.; JAKOBSEN, A. K.; DUUS, B.; KJAER, M.; MAGNUSSON, S. P. Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. **Journal of Applied Physiology**, n.97, p.1954–1961, 2004.

SUETTA, C.; ANDERSEN, J. L.; DALGAS, U.; BERGET, J.; KOSKINEN, S.; AAGAARD, P.; MAGNUSSON, S. P.; KJAER, M. Resistance training induces qualitative changes in muscle morphology, muscle architecture, and muscle function in elderly postoperative patients. **Journal of Applied Physiology**, n.105, p. 180–186, 2008.

SUTER, E.; HERZOG, W. Effect of number of stimuli and timing of twitch application on variability in interpolated twitch torque. **Journal of Applied Physiology**, n. 90:, p.1036–1040, 2001.

TALBOT, L.A.; MUSIOL, R. J.; WITHAM, E. K.; METTER, E. J. "Falls in young, middle-aged and older community dwelling adults: perceived cause, environmental factors and injury." **BMC Public Health**, v.5, article 86, 2005.

TAYLOR J. L.; GANDEVIA, S. C. A comparison of central aspects of fatigue in submaximal and maximal voluntary contractions. **Journal of Applied Physiology** , n. 104, p.542–550, 2008.

TEIXEIRA C.S., PEREIRA E.F., ROSSI A.G. A hidrogenástica como meio para manutenção da qualidade de vida e saúde do idoso. **Acta Fisiatrica** v.14, n.4, p. 226 – 232, 2007.

TEIXEIRA, D.C.; PRADO JUNIOR; REAL, S. R.; LIMA, D. F.; GOMES, S. C.; BRUNETTO, A. F. Efeitos de um programa de exercício físico para idosas sobre variáveis neuro-motoras, antropométrica e medo de cair. **Revista Brasileira de Educação Física e Esporte**, v.21, n.2, p.107-20, 2007.

THELEN, D. G., WOJCIK, L. A.; SCHULTZ, A.B.; ASHTON-MILLER, J.A.; ALEXANDER, N. B. Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. **Journal Gerontology**, n.52A, p. M8–13, 1997.

TIEN, Y. H.; LIN, K. F. The relationships between physical activity and static balance in elderly people. **Journal Exercise Science Fit**, v. 6 , n.1, 2008

TINETTI M.E., BAKER D.I., MC AVAY G., CLAUS E.B., GARRETT P., GOTTSCHALK M. et al. A multifactorial intervention to reduce the risk of falling among elderly people living in the community. **The New England Journal of Medicine**, v.331, n.13, p.821-7, 1994.

TINETTI, M. E. Preventing falls in elderly persons. **The New England Journal of Medicine**, v.348, p.42-49, 2003.

TODARO M.A. Dança e envelhecimento: conceitos, pesquisas e experiências. **Revista Terceira Idade**. v.13, n.24, p.28-37, 2002.

TOIGO, M.; BOUTELLIER, U. New fundamental resistance exercise determinants of molecular and cellular muscle adaptations. **European Journal Applied Physiology**, n.97, p. 643–663, 2006.

TOULOTTE, C.; FABRE, C.; DANGREMONT, B.; LENSEL, G.; THÉVENON, A. Effects of physical training on the physical capacity of frail, demented patients with a history of falling: a randomised controlled Trial. **Age and Ageing**, v.32, p.67–73, 2003.

TROMBETTI, A.; HARS, M.; HERRMANN, F. R.; KRESSIG, R. W.; FERRARI, S.; RIZZOLI, R. Effect of Music-Based Multitask Training on Gait, Balance, and Fall Risk in Elderly People. **Archives International Medicine**, v.171, n.6, p.525-533, 2011.

TUCKER, K. L.; BURANAPIN, S. Nutrition and aging in developing countries. **Journal of Nutrition** v.131, n.9, p..2417 – 2423, 2001.

UUSI-RASI, K., SIEVANEN, H., VUORI, I., HEINONEN, A., KANNUS, P., PASANEN, M., et al. Long-term recreational gymnastics, estrogen use, and selected risk factors for osteoporotic fractures. **Journal of Bone and Mineral Research**, v.14, n.7, 1231–1238, 1999.

VAN DIEËN, J. H.; PIJNAPPELS, M.; BOBBERT, M. F. Age-related intrinsic limitations in preventing a trip and regaining balance after a trip. **Safety Science**, v.43, p. 437–453, 2005.

VAN ROIE, E.; VERSCHUEREN, S.M.; BOONEN, S.; BOGAERTS, A.; KENNIS, E.; COUDYZER, W.; DELECLUSE, C. Force–velocity characteristics of the knee extensors: an indication of the risk for physical frailty in elderly women. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, v.92, p.1827–1832, 2011.

VERGHESE, J. Cognitive and mobility profile of older social dancers. **Journal of the American Geriatrics Society**, v.54, n.8, p. 1241–1244, 2006.

YOGEV-SELIGMANN, G.; HAUSDORFF, J.M.; GILADI, N. The role of executive function and attention in gait. **Movement Disorder**, v.23, n.3, p.329-342, 2008.

WEI, T. S.; HUANG, C. J.; CHEN, S. K.; GUO, L. Y. Effects of Age on Attentional Demands and Postural Control of Obstacle Crossing: Evidence from a Dual-task Approach. **Journal of Medical and Biological Engineering**, v.32, n.1, p.36-41, 2012.

WEEKS, D.L.; FORGET, R.; MOUCHNINO, L.; GRAVEL, D.; BOURBONNAIS, D. Interaction between attention demanding motor and cognitive tasks and static postural stability. **Gerontology**, v.49, p.225-32, 2003.

WILLIAMS, G. N.; HIGGINS, M. J.; LEWEK, M. D. Aging skeletal muscle: physiologic changes and the effects of training. **Physical Therapy**, n.82, p.62-68, 2002.

WOJCIK , L. A.; THELEN, D. G.; SCHULTZ, A. B.; ASHTON-MILLER, J.A.; ALEXANDER, N.B. Age and gender differences in single-step recovery from a forward fall. **Journal Gerontology Medicine Science**, n. 54, p.M44–50, 1999.

WOOLLACOTT MH, TANG PF: Balance control during walking in the older adult: research and its implications. **Physical Therapy**, n.77, p.646–660, 1997.

WOOLLACOTT, M., SHUMWAY-COOK, A. Attention and the control of posture and gait: a review of an emerging area of research. **Gait & Posture**, 2002; v.16, p.1-14, 2002.

ZALETEL, P.; VUČKOVIĆ, G.; JAMES, N.; REBULA, A.; ZAGORC, M. A time-motion analysis of ballroom dancers using an automatic tracking system. **Kinesiologia Slovenica**, n.16, n.3, p.46–56, 2010.

ZHANG, J.G.; TAKATA, K.I.;YAMAZAKI, I.; MORITA, T.; OHTA T. Postural stability and physical performance in social dancers. **Gait & Posture**, n.27, p.697–701, 2008.

APÊNDICES

Apêndice 1 – Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Apêndice 2 – Estudo piloto – Medidas de ICC da ultrassonografia

Apêndice 3 – Estudo piloto – Medidas ICC força

APENDICE 1

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

Este é um convite especial para a participação voluntária do estudo titulado

“EFEITOS DE UM PROGRAMA DE DANÇAS DE SALÃO SOBRE O EQUILÍBRIO, FUNÇÃO MUSCULAR, CONTROLE POSTURAL E FUNCIONALIDADE ASSOCIADOS AO RISCO DE QUEDAS EM IDOSAS”.

Por favor, leia com atenção as informações abaixo antes de consentir ou não sua participação no estudo.

Qualquer dúvida sobre o estudo ou sobre este documento, pergunte diretamente ao pesquisador com quem você está conversando neste momento ou entre em contato através dos seguintes telefones: CECOM 3360-4333 ou 9677-7103 (Christina P. Cruz Cepeda) de Segunda e Sexta-feira - 8:00 às 18:00 horas.

LOCAL DO ESTUDO

As avaliações de testes funcionais, força muscular, equilíbrio e ultrassonografia e o programa de dança de salão serão realizadas na Clínica de Fisioterapia da Universidade Positivo, Curitiba – Paraná)

OBJETIVO DO ESTUDO

O objetivo deste estudo é analisar os efeitos de um programa de dança de salão no equilíbrio, força muscular, controle postural e atividades funcionais.

PROCEDIMENTOS

A Senhora que participar do grupo experimental será submetida a um programa de dança de salão que será aplicado em dias alternados (Segundas, Quartas e Sextas-feiras das 13 às 14 horas), 3 (três) vezes por semana, durante 16 (dezesesseis) semanas consecutivas obedecendo ao seguinte procedimento: A sua pressão arterial será mensurada ao início e ao final da atividade. Os 10 primeiros minutos serão destinados a um aquecimento, dois ritmos diferentes serão aplicados em cada

sessão e nos 5 minutos finais a senhora responderá a um questionário sobre esforço. Se durante os exercícios a senhora sentir qualquer desconforto, cansaço poderá parar e descansar.

A Senhora que participar do grupo controle, receberá orientações sobre saúde através de palestras educativas e atividades lúdico-culturais.

Para medir a força muscular, a senhora será posicionada deitada de barriga para baixo com o joelho flexionado a 90°, uma cinta de velcro será fixada em seu tornozelo e outra em seu quadril, conectada a um dinamômetro (mede a força realizada) então você realizará o movimento de fletir o joelho procurando fazer a máxima força. Em sua coxa serão posicionados 2 eletrodos de borracha que estarão conectados a um equipamento de eletroterapia que dará um estímulo elétrico para estimular o seu músculo a realizar uma maior contração durante o movimento que estará realizando. Você será posicionada deitada de barriga para cima e outros dois movimentos de tornozelo serão solicitados seguindo o mesmo procedimento já descrito. Após, será posicionada sentada na maca com as pernas para fora seguirá os mesmos procedimentos anteriores. Durante estes testes você poderá sentir um desconforto nos músculos que serão avaliados.

Ultrassonografia – Para este procedimento você será posicionada deitada primeiro de barriga para cima, marcações com esparadrapo serão feitas em sua coxa e sua perna, será colocado um gel hidrossolúvel em sua pele, um transdutor (cabeçote) será deslizado em sua coxa e perna para avaliar os seus músculos, as imagens serão salvas no equipamento para posterior análise. Após você será posicionada de barriga para baixo, e os mesmos procedimentos já descritos serão realizados na parte posterior de sua coxa e perna. Neste exame você não sentirá nenhum tipo de desconforto.

Equilíbrio – Para testar o seu equilíbrio estático, você permanecerá em pé com os braços ao longo do corpo em uma plataforma de força com os olhos abertos, permanecerá por 60 segundos, sentará em uma cadeira para descansar durante 2 minutos e repetirá 3 vezes este procedimento. Teste de equilíbrio dinâmico, você permanecerá na plataforma com o mesmo posicionamento anterior, será solicitado

que você realize um deslocamento do tronco anteriormente, posteriormente e lateralmente sem perder o equilíbrio. Para o outro teste, você permanecerá na mesma posição com as pernas, seus braços estarão dobrados e segurando uma tábua, onde será colocado um peso leve e você deverá manter o equilíbrio. Para o próximo teste você permanecerá em pé sobre a plataforma com o mesmo posicionamento anterior, um leve toque será dado em seu calcanhar para que você dê um passo a frente, após deverá dar um passo para trás e outro para o lado.

Teste de caminhada – para este teste você terá que caminhar durante 6 minutos, sua pressão arterial, batimentos cardíacos serão monitorados. Será fixado em seu dedo um oxímetro que mede seu consumo de oxigênio. Se durante o teste você apresentar falta de ar, palpitação, cansaço ou qualquer desconforto poderá interromper o teste.

Timed Up and Go – neste teste você estará sentada será solicitado que levante e caminhe 3 metros e retorne novamente à cadeira e sente-se.

Teste de Berg – você deverá realizar 14 tarefas do seu dia a dia, como levantar de uma cadeira, andar, girar.

Você ainda responderá a alguns questionários para quantificar seu nível de atividade de vida diária e aspectos mentais.

Estes procedimentos serão realizados 1 semana antes de você iniciar o programa de dança de salão.

Após oito semanas de dança você fará todos os testes novamente.

Como em qualquer procedimento, você poderá experimentar algum desconforto, como a dor muscular durante e após exercício ou desconforto durante a realização das avaliações. No entanto, como a intensidade de cada exercício será monitorada e o músculo possui mecanismo para se regenerar naturalmente, não há necessidade de maiores preocupações. Não obstante, em caso de qualquer sinal ou sintoma, a senhora será encaminhada para o serviço médico da instituição e se necessário, em

caso de aumento de pressão arterial, além dos limites permitidos pela Sociedade Brasileira de Cardiologia, o exercício ou avaliação serão descontinuados ou suspensos.

OBS.: Estes procedimentos não apresentam riscos para sua saúde.

DESCONFORTOS E RISCOS

Quanto ao risco de aumento da pressão arterial, caso ocorra além dos limites permitidos pela Sociedade Brasileira de Cardiologia, o exercício ou teste será descontinuado ou suspenso.

BENEFÍCIOS

Melhora da flexibilidade, força muscular nas pernas, equilíbrio e nas atividades do dia-a-dia, aumento da socialização, diminuição no risco de quedas.

DESpesas/RESSARCIMENTO DE DESPESAS DO VOLUNTÁRIO

Todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa (papéis, cartuchos, computadores, câmera fotográfica digital, isocinetico, telefone, canetas, aparelho de som, colchonetes, infra-estrutura da Clínica de Fisioterapia da Universidade Positivo e CECOM- UFPR) não são da sua responsabilidade. Caso existam gastos de transporte, os custos serão de responsabilidade dos pesquisadores deste estudo.

PARTICIPAÇÃO VOLUNTÁRIA

A sua participação neste estudo é voluntária, a senhora terá plena e total liberdade para desistir ou aceitar a participar do estudo a qualquer momento, sem que isso acarrete em qualquer prejuízo para a senhora.

GARANTIA DE SIGILO E PRIVACIDADE

As informações relacionadas ao estudo são confidenciais e qualquer informação divulgada em relatório ou publicação será feita sob forma codificada, para que seu sigilo seja mantido, como preconizam os Documentos Internacionais e a Res. 196/96 do Ministério da Saúde e o Código Penal Brasileiro. A pesquisadora garante que seu nome não será divulgado sob hipótese alguma.

ESCLARECIMENTO DE DÚVIDAS

A Senhora pode e deve fazer todas as perguntas que julgar necessária antes e durante sua participação no estudo. Se a senhora ou seus parente tiver(em) alguma dúvida com relação ao estudo, direitos do participante, ou qualquer outra questão, você deve contatar o investigador do estudo ou sua equipe (Christina P. Cruz Cepeda – 96777103)

Todas as participantes deste estudo devem seguir todas as orientações médicas e fisioterapêuticas, assim como ser responsável pela ingestão do(s) medicamentos prescritos pelo seu médico. A SENHORA NÃO DEVE MODIFICAR OU SUSPENDER OS REMÉDIOS (OU MODO DE ADMINISTRAÇÃO) PRESCRITOS PELO MÉDICO QUE O ACOMPANHA. DEVE CONTINUAR A TOMÁ-LOS RIGOROSAMENTE, CONFORME INDICADO. Qualquer sinal ou sintoma durante o período desta pesquisa deve ser comunicado a está equipe e ao médico geriatra. Pela sua participação no estudo, não receberá qualquer valor em dinheiro .

As informações existentes neste documento são para que a senhora entenda perfeitamente os objetivos deste estudo, e saiba que a sua participação é espontânea.

Qualquer dúvida poderá ser esclarecida pessoalmente por um dos pesquisadores que conduzem este estudo.

Pesquisador Responsável: Christina P. Cruz Cepeda

Telefone para Contato: (41)9677-7103 ou (41)3317-3214

De Segunda a Sexta-feira das 08:00 as 18:00 horas.

Pesquisadores Participantes: Prof. Dr. André Félix Rodacki

Telefone para Contato: (41) 3360-4333

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO DO PACIENTE

Estão garantidas todas as informações que você queira, antes, durante e depois do estudo.

Eu, _____ li o texto acima e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual fui convidada a participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios do estudo e os procedimentos. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão e sem que esta decisão afete meu tratamento. Eu entendi o que não posso fazer durante a pesquisa e sei que qualquer problema relacionado aos procedimentos será tratado sem custos para mim.

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

Curitiba, _____ de _____ de 2012.

Participante

RG:

Testemunha

RG:

Christina P. Cruz Cepeda

Pesquisadora

RG: 3.365.731-5 PR

APENDICE 2

ESTUDO PILOTO ULTRASSOM

BÍCEPS FEMORAL

Comprimento fascículo

Analysis of variance					
Source of variance	df	ssq	msq	F	p
Between rows	24	31138,94	1297,456	2360,935	<0.0001
Within rows	50	31,0673	0,6213		
Between cols	2	4,6888	2,3444	4,266	<0.0001
Residual err	48	26,3785	0,5496		
Total overall	74	31170			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 4.266 p = <0.0001					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0018 p = 0.9982					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0,9986	0,9995			
Model 2	0,9986	0,9995			
Model 3	0,9987	0,9996			
ICC = 0.9986					

Ângulo de Penação

Analysis of variance					
Source of variance	df	ssq	msq	F	p
Between rows	2	5.820.533	242.522	764.518	<0.0001
Within rows	50	153.333	0.3067		
Between cols	2	0.1067	0.0533	0.1681	1
Residual err	48	152.267	0.3172		
Total overall	74	5.973.867			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 0.1681 p = 1					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0022 p = 0.9978					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0.963	0.9874			
Model 2	0.963	0.9873			

Model 3	0.9618	0.9869			
ICC = 0.963					

Espessura

Analysis of variance					
Source of variance	df	ssq	msq	F	p
Between rows	24	1507,55	62,8146	88,131	<0.0001
Within rows	50	35,0914	0,7018		
Between cols	2	0,8798	0,4399	0,6172	0,8989
Residual err	48	34,2116	0,7127		
Total overall	74	1542,6414			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 0.6172 p = 0.8989					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.007 p = 0.993					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0,9672	0,9888			
Model 2	0,9672	0,9888			
Model 3	0,9667	0,9887			
ICC = 0.9672					

VASTO LATERAL

Comprimento do fascículo

Analysis of variance					
Source of variance	df	ssq	msq	F	p
Between rows	24	28417,4284	1184,06	1156,24	<0.0001
Within rows	50	74,9907	1,4998		
Between cols	2	25,8358	12,9179	12,6144	<0.0001
Residual err	48	49,1549	1,0241		
Total overall	74	28492,4191			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 12.6144 p = <0.0001					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0109 p = 0.9892					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0,9962	0,9987			
Model 2	0,9962	0,9987			
Model 3	0,9974	0,9991			
ICC = 0.9962					

Ângulo de Penação

Analysis of variance					
Source of variance	df	ssq	msq	F	p
Between rows	24	6.566.133	273.589	885.719	<0.0001
Within rows	50	153.333	0.3067		
Between cols	2	0.5067	0.2533	0.8201	0.6953
Residual err	48	148.267	0.3089		
Total overall	74	6.719.467			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 0.8201 p = 0.6953					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0093 p = 0.9908					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0.9671	0.9888			
Model 2	0.9671	0.9888			
Model 3	0.9669	0.9887			
ICC = 0.9671					

Espessura

Analysis of variance						
Source of variance	f	ssq	msq	F	p	
Between rows	3	4176,521	181,5879	506,7292	<0.0001	
Within rows	8	16,8842	0,3518			
Between cols		0,4	0,2	0,5581	0,9337	
Residual err	6	16,4842	0,3584			
Total overall	1	4193,405				
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 0.5581 p = 0.9337						
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0011 p = 0.9989						
Intraclass Correlations						
ICC	ingle	Meaned				
Model 1	,9942	0,9981				
Model 2	,9942	0,9981				
Model 3	,9941	0,998				
ICC = 0.9942						

TIBIAL ANTERIOR**Comprimento do fascículo**

Analysis of variance					
Source of variance	df	ssq	msq	F	p
Between rows	4	281.798.133	11.741.589	6.066.263	<0.0001
Within rows	0	1.046.667	20.933		
Between cols		11.76	5.88	30.379	0.0005
Residual err	8	929.067	19.356		
Total overall	4	28284.48			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 3.0379 p = 0.0005					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.005 p = 0.995					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0.9947	0.9982			
Model 2	0.9947	0.9982			
Model 3	0.9951	0.9984			
ICC = 0.9947					

Ângulo de penação

Analysis of variance					
Source of variance	df	ssq	msq	F	p
Between rows	24	2.066.667	86.111	1.270.492	<0.0001
Within rows	50	33.333	0.0667		
Between cols	2	0.08	0.04	0.5902	0.9181
Residual err	48	32.533	0.0678		
Total overall	74	210			

Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 0.5902 p = 0.9181					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0046 p = 0.9954					
Intraclass Correlations					
ICC	ingle	Meaned			
Model 1	.9771	0.9923			
Model 2	.9771	0.9923			
Model 3	.9768	0.9921			
ICC = 0.9771					

Espressura

Analysis of variance					
Source of variance	df	ssq	ms q	F	p
Between rows	24	14.337.867	597.411	872.841	<0.0001
Within rows	50	34	0.68		
Between cols	2	11.467	0.5733	0.8377	0.6747
Residual err	48	328.533	0.6844		
Total overall	74	14.677.867			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 0.8377 p = 0.6747					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0096 p = 0.9905					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0.9666	0.9886			
Model 2	0.9666	0.9886			
Model 3	0.9664	0.9885			
ICC = 0.9666					

GASTROCNÊMIO MEDIAL
Comprimento do fascículo

Analysis of variance					
Source of variance	df	ssq	msq	F	p
Between rows	24	114.087.467	4.753.644	23.251.522	<0.0001
Within rows	50	113.333	0.2267		
Between cols	2	1.52	0.76	37.174	<0.0001
Residual err	48	98.133	0.2044		
Total overall	74	11420.08			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 3.7174 p = <0.0001					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0016 p = 0.9984					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0.9986	0.9995			
Model 2	0.9986	0.9995			
Model 3	0.9987	0.9996			
ICC = 0.9986					

Ângulo de penação

Analysis Of variance					
Source of variance	df	ssq	msq	F	p
Between rows	24	189.92	79.133	1.010.213	<0.0001
Within rows	50	4	0.08		
Between cols	2	0.24	0.12	15.319	0.1035
Residual err	48	3.76	0.0783		
Total overall	74	193.92			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 1.5319 p = 0.1035					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0152 p = 0.985					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0.9703	0.9899			
Model 2	0.9703	0.9899			
Model 3	0.9709	0.9901			
ICC = 0.9703					

Espessura

Analysis of variance					
Source of variance	df	Ssq	msq	F	p
Between rows	24	2675.52	111.48	324.699	<0.0001
Within rows	50	166.667	0.3333		
Between cols	2	0.1867	0.0933	0.2718	0.9995
Residual err	48	16.48	0.3433		
Total overall	74	26.921.867			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 0.2718 p = 0.9995					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0008 p = 0.9992					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0.9911	0.997			
Model 2	0.9911	0.997			
Model 3	0.9908	0.9969			
ICC = 0.9911					

APENDICE 3

Medidas de força

Pico

Analysis of variance					
Source of variance	df	ssq	msq	F	p
Between rows	9	71.087.782	7.898.642	329.817	<0.0001
Within rows	20	4.391.591	21.958		
Between cols	2	80.844	40.422	0.1688	0.9951
Residual err	18	4.310.747	239.486		
Total overall	29	75.479.373			
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 0.1688 p = 0.9951					
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0051 p = 0.9949					
Intraclass Correlations					
ICC	Single	Meaned			
Model 1	0.921	0.9722			
Model 2	0.9208	0.9721			
Model 3	0.9142	0.9697			
ICC = 0.9208					

Taxa de desenvolvimento de torque

Analysis of variance						
Source of variance	df	ssq	msq	F	p	
Between rows	9	0.4417	0.0491	149.952	<0.0001	
Within rows	20	0.0629	0.0031			
Between cols	2	0.004	0.002	0.6048	0.7773	
Residual err	18	0.0589	0.0033			
Total overall	29	0.5045				
Sig of diff between measurements (Cols) / residual F = 0.6048 p = 0.7773						
Sig of diff between measurements (Cols) / cases (rows) F = 0.0403 p = 0.9606						
Intraclass Correlations						
ICC	Single	Meaned				
Model 1	0.8297	0.9359				
Model 2	0.8293	0.9358				
Model 3	0.8235	0.9333				
ICC = 0.8293						

ANEXOS

Anexo 1 – Carta de aprovação do Comitê de Ética em Pesquisa da Universidade
Positivo

Anexo 2 – Questionário de atividade física adaptado para idosos

Anexo 3 – Escala de Percepção de Esforço de Borg

Anexo 4 – Ficha de avaliação do Mini- Mental

Anexo 5 – Ficha da Escala de Equilíbrio de Berg

Anexo 6 – Ficha da avaliação de Tinetti

ANEXO 1



COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA
 Rua Prof. Pedro Viriato Parigot de Souza, 5.300
 Fone: (41) 3317-3260 ou 3317-3290
 Fax: (41) 317-3030
 cep@up.com.br

PROTOCOLO 175 /2011**PARECER CONSUBSTANCIADO DE PROJETO DE PESQUISA ANALISADO PELO
COMITÊ DE ÉTICA EM PESQUISA DA UP**

IDENTIFICAÇÃO
1. Título: Efeitos de um programa de danças de salão sobre o equilíbrio, força, controle postural e funcionalidade associados ao risco de quedas em idosas institucionalizadas de curto período.
2. Pesquisador responsável: Christina Paramustchak Cruz Cepeda
3. Instituição do pesquisador: Universidade Positivo
4. Local onde será realizada a pesquisa: Asilo São Vicente de Paulo
CAAE: 0157.0.094.000-11
OBJETIVOS
<p>Analisar a influência de um programa de danças de salão sobre parâmetros da marcha associados ao equilíbrio e controle postural (estático e dinâmico). Além disso, será necessário analisado os efeitos de programas de danças de salão sobre a capacidade contrátil (pico e taxa de desenvolvimento de força) dos membros inferiores que podem influenciar a marcha e o risco de quedas.</p>

SÍNTESE DO PROJETO
<p>Serão selecionadas 40 idosas (entre 60 e 70 anos) institucionalizadas, pertencentes do centro dia do Asilo São Vicente de Paula, que não utilizem dispositivos de auxílio para o desempenho de suas atividades diárias, sem histórico de fraturas, no padrão da marcha durante os seis meses que precederão o início trabalho. Não serão incluídos no estudo, indivíduos do sexo masculino em função de diferenças morfo-esqueléticas entre os gêneros. Será realizado um exame clínico para diagnosticar a existência ou não de problemas de saúde. A aderência ao estudo será realizada por meio de um termo de consentimento livre e esclarecido. As idosas serão divididas de forma intencional, para obtenção de grupos homogêneos, em um grupo experimental e grupo controle. A intensidade das atividades será monitorada por meio de frequencímetros cardíacos (Polar) e será mantida relativamente constante (~ 60 – 70% FCmax).</p> <p>Para determinar os efeitos do programa de dança sobre o equilíbrio, força, controle postural e a marcha, os participantes serão submetidos a duas sessões de teste idênticas. A primeira sessão de testes (PRE) será realizada antes do início do programa de dança de salão e a segunda sessão (POS) será realizada imediatamente após o término do programa de danças (entre 48 e 72 horas). O programa será composto pelos</p>

passos básicos das danças Bolero, Forró, Vanerão, Samba de Gafieira, Cha-cha-chá, Salsa Los Angeles, Rock'n Roll, Valsa Lenta e Merengue. Tais danças foram escolhidas pela provável familiaridade com os gêneros musicais e/ou pelas estruturas do movimento, uma vez que são os ritmos mais conhecidos. As aulas serão padronizadas, sendo que será trabalhado dois ritmos em cada, a evolução quanto a complexidade se dará após as avaliações, que identificarão o nível de equilíbrio e controle postural. Após o período de aplicação da dança, os sujeitos serão reavaliados, utilizando-se dos mesmos protocolos e testes.

COMENTÁRIOS DO RELATOR

O projeto visa colheita de dados para análise da dança na marcha associados ao equilíbrio e controle postural de pessoas idosas. Creio que o trabalho trará dados esclarecedores e poderá auxiliar e melhorar na qualidade de vida para as pessoas da terceira idade. Desta forma somos de parecer favorável a aprovação do comitê de ética pois todo processo se encontra com documentação exigida.

PARECER FINAL

<input checked="" type="checkbox"/> Recomenda a Aprovação	<input type="checkbox"/> Não Recomenda a aprovação	<input type="checkbox"/> Em pendência
<p>➤ Solicita-se envio de relatório final, ou carta assinada pelo orientador comunicando término, ou cancelamento da pesquisa.</p>		



Wellington Zaitter
Wellington Zaitter
 Coordenador do CEP-UP

1d. Em quantos dias de uma semana normal você realiza caminhadas no seu trabalho, de forma contínua por pelo menos 10 minutos?

Orientações do Entrevistador  Lembre que você não deve incluir a caminhada que você realiza para ir para o trabalho ou para voltar para casa, após o trabalho.

Tempo em cada dia?

DIAS por semana Não faz caminhadas → Vá para seção 2 - Transporte

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

SEÇÃO 2 - ATIVIDADE FÍSICA COMO MEIO DE TRANSPORTE

As perguntas desta seção estão relacionadas às atividades que você realiza para se deslocar de um lugar para outro. Você deve incluir os deslocamentos para o trabalho (se você trabalha), encontro do grupo de terceira idade, cinema, supermercado, lojas ou qualquer outro local.

2a. Em quantos dias de uma semana normal você anda de carro, ônibus, metrô ou trem?

Tempo em cada dia?

DIAS por semana Não utiliza veículos a motor → Vá para a questão 2b

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

Orientações do Entrevistador  Agora pense somente em relação aos deslocamentos que você realiza à pé ou de bicicleta para ir de um lugar para outro! Não inclua as atividades que você faz por diversão ou exercício.

2b. Em quantos dias de uma semana normal você anda de bicicleta, por pelo menos 10 minutos contínuos, para ir de um lugar para outro, ?

Tempo em cada dia?

DIAS por semana Não anda de bicicleta → Vá para a questão 2c

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

2c. Em quantos dias de uma semana normal você caminha por pelo menos 10 minutos contínuos, para ir de um lugar para outro?

Tempo em cada dia?

DIAS por semana Não faz caminhadas → Vá para a Seção 3

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

SEÇÃO 3 - ATIVIDADE FÍSICA EM CASA, TAREFAS DOMÉSTICAS E ATENÇÃO À FAMÍLIA



As perguntas desta seção estão relacionadas às atividades que o(a) senhor(a) realiza na sua casa e ao redor da sua casa. Nestas atividades estão incluídas as tarefas no jardim ou quintal, manutenção da casa e aquelas que você faz para tomar conta da sua família.

3a. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades físicas vigorosas no jardim ou quintal, por pelo menos 10 minutos contínuos? (Exemplo: carpir, cortar lenha, serrar, pintar, levantar e transportar objetos pesados, cortar grama com tesoura, etc.).

Tempo em cada dia?

DIAS por semana Não faz AF vigorosas em casa → Vá para questão 3b

DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
Tempo							

- 3b. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades físicas moderadas no jardim ou quintal, por pelo menos 10 minutos contínuos? (Exemplo: levantar e carregar pequenos objetos, limpar a garagem, jardinagem, caminhar ou brincar com crianças, etc.).

DIAS por semana Não faz AF moderadas no quintal → Vá para questão 3c

Tempo em cada dia?	DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
	Tempo							

- 3c. Em quantos dias de uma semana normal você faz atividades físicas moderadas dentro da sua casa, por pelo menos 10 minutos contínuos? (Exemplo: , limpar vidros ou janelas, lavar roupas à mão, limpar banheiro, esfregar o chão, carregar crianças pequenas no colo, etc).

DIAS por semana Não faz AF moderadas em casa → Vá para a seção 4

Tempo em cada dia?	DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
	Tempo							

SEÇÃO 4 - ATIVIDADE FÍSICA DE RECREAÇÃO, ESPORTE, EXERCÍCIO E LAZER



As perguntas desta seção estão relacionadas às atividades que o(a) senhor(a) realiza em uma semana normal (habitual) unicamente por recreação, esporte, exercício ou lazer. Pense somente nas atividades físicas que você faz por pelo menos 10 minutos contínuos. Por favor NÃO inclua atividades que você já tenha citado nas seções

- 4a. No seu tempo livre, sem incluir qualquer caminhada que você já tenha citado nas perguntas anteriores, em quantos dias de uma semana normal você caminha, por pelo menos 10 minutos contínuos?

DIAS por semana Não faz caminhadas no lazer → Vá para questão 4b

Tempo em cada dia?	DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
	Tempo							

- 4b. No seu tempo livre, durante uma semana normal em quantos dias você participa de atividades físicas vigorosas, por pelo menos 10 minutos contínuos? (Exemplo: correr, nadar rápido, pedalar rápido, canoagem, remo, musculação, esportes em geral, etc).

DIAS por semana Não faz AF vigorosas no lazer → Vá para questão 4c

Tempo em cada dia?	DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
	Tempo							

- 4c. No seu tempo livre, durante uma semana normal em quantos dias você participa de atividades físicas moderadas por pelo menos 10 minutos contínuos? (Exemplo: pedalar em ritmo moderado, voleibol recreativo, natação, hidroginástica, ginástica e dança, etc).

DIAS por semana Não faz AF moderadas no lazer → Vá para Seção 5

Tempo em cada dia?	DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
	Tempo							

SEÇÃO 5 - TEMPO QUE VOCÊ PASSA SENTADO



Esta é a última pergunta. Preciso saber quanto tempo em média o(a) senhor(a) passa sentado em cada dia da semana. Inclua todo o tempo que você passa sentado em casa, no trabalho, lendo, assistindo TV, visitando amigos, sentado no ônibus, etc.

Tempo em cada dia?	DIA	Segunda	Terça	Quarta	Quinta	Sexta	Sábado	Domingo
	Tempo							

ANEXO 3

Escala RPE de Borg

6	-
7	muito fácil
8	-
9	fácil
10	-
11	relativamente fácil
12	-
13	ligeiramente cansativo
14	-
15	cansativo
16	-
17	muito cansativo
18	-
19	exaustivo
20	-

ANEXO 4



Estágio Supervisionado em Gerontologia

Mini Exame do Estado Mental**Orientação Temporal e Espacial:**

	A	B	C	D	E
Dia do mês: _____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
Dia da semana: _____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
Mês: _____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
Ano: _____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
Semestre: _____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
Estado: _____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
Cidade: _____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
Bairro ou Rua: _____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
Local onde se encontra: _____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
Andar ou setor: _____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)

Atenção ou Registro de dados: Fale as três palavras com um segundo cada uma e peça para o paciente repetir. Marque um ponto para cada palavra repetida corretamente na primeira tentativa. Repita até que sejam aprendidas ou no máximo cinco tentativas.

A	B	C	D	E	A	B	C	D	E	A	B	C	D	E			
Caneca	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	Tijolo	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	Tapete	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)

Atenção e Cálculo: Pergunte ao paciente se ele sabe fazer contas. Subtrair 7 de 100, cinco vezes sucessivamente ou solete a palavra MUNDO de trás para frente.

A	B	C	D	E	A	B	C	D	E	A	B	C	D	E			
93	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	86	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	79	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
72	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	65	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)						
O	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	D	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	N	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
U	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	M	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)						

Memória de Evocação: Peça ao paciente para recordar as três palavras ditas anteriormente.

A	B	C	D	E	A	B	C	D	E		
_____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)	_____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)
_____	(1)	(1)	(1)	(1)	(1)						

Linguagem:

Nomear uma caneta e um relógio. **Caneta** (1) (1) (1) (1) (1) **Relógio** (1) (1) (1) (1) (1)

Repetir: Nem aqui, nem ali, nem lá. Se correto (1) (1) (1) (1) (1)

Pegue esta folha com a mão direita (1) (1) (1) (1) (1), dobre-a no meio (1) (1) (1) (1) (1) e ponha no chão (1) (1) (1) (1) (1).

Ler e Obedecer: "Feche os olhos" Se correto (1) (1) (1) (1) (1)

Copiar o desenho: Se correto (1) (1) (1) (1) (1)

Escrever uma frase: Se correto (1) (1) (1) (1) (1)

A- NOME: _____	Data: ____/____/____	Escore total: _____
B- NOME: _____	Data: ____/____/____	Escore total: _____
C- NOME: _____	Data: ____/____/____	Escore total: _____
D- NOME: _____	Data: ____/____/____	Escore total: _____
E- NOME: _____	Data: ____/____/____	Escore total: _____



Estágio Supervisionado em Gerontologia
Mini Exame do Estado Mental

LEIA A FRASE:

**FECHE OS
OLHOS**

COPIE O DESENHO:

ESCREVA UMA FRASE:

ANEXO 5


 Estágio Supervisionado em Gerontologia
Berg Balance Scale
1. De sentado para de pé:

Instrução: Por favor, levante-se. Tente não usar suas mãos com apoio
Graduação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) consegue ficar de pé, sem ajuda das mãos e estabiliza-se sozinho.
- (3) fica de pé sozinho usando a ajuda das mãos.
- (2) fica de pé usando as mãos após inúmeras tentativas
- (1) necessita de ajuda mínima para ficar de pé ou estabilizar-se
- (0) necessita de ajuda máxima ou moderada para ficar de pé.

	A	B	C	D
1)				

2. De pé sem apoio:

Instrução: Fique de pé por dois minutos sem segurar-se
Graduação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) fica de pé com segurança por dois minutos.
- (3) fica de pé por dois minutos sob supervisão.
- (2) fica de pé por 30 segundos sem apoio.
- (1) faz inúmeras tentativas para ficar de pé por 30 segundos sem apoio.
- (0) incapaz de ficar 30 segundos de pé sem apoio.

Se o indivíduo é capaz de ficar de pé por dois minutos com segurança, pontue a categoria máxima para sentado sem apoio. Siga para mudança de posição de pé para sentado.

2)				
----	--	--	--	--

3. Sentado sem apoio dos pés no chão:

Instrução: Sentar-se com os braços cruzados por 2 min.
Graduação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) senta-se com segurança e firmeza por 2 minutos.
- (3) senta-se por 2 minutos. Sob supervisão.
- (2) senta-se por 30 segundos.
- (1) senta-se por 10 segundos.
- (0) incapaz de senta-se por 10 segundos sem apoio.

3)				
----	--	--	--	--

4. De pé para sentado:

Instrução: Por favor, sente-se.
Graduação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) senta-se com segurança com o uso mínimo das mãos.
- (3) controla a descida com o uso das mãos.
- (2) usa a parte superior da perna contra a cadeira para controlar a descida.
- (1) senta-se independentemente mas desce de forma descontrolada.
- (0) necessita de ajuda para sentar-se.

4)				
----	--	--	--	--

5. Transferências:

Instruções: Por favor, vá da cadeira para cama e volta para cadeira novamente. Em uma direção, um assento com descanso de braço e na outra direção um assento sem descanso de braço.

Graduação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) transfere-se cuidadosamente, apenas com o uso mínimo das mãos.
- (3) transfere-se cuidadosamente e necessita do uso das mãos
- (2) transfere-se com pistas verbais e/ou supervisão
- (1) necessita de uma pessoa para ajuda.
- (0) necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para segurança.

5)				
----	--	--	--	--

6. Em pé, sem apoio e olhos fechados:

Instruções: Fache os seus olhos e fique imóvel por 10 segundos.
Graduação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) fica de pé por 10 segundos com segurança.
- (3) fica de pé por 10 segundos com supervisão.
- (2) fica de pé 3 segundos.
- (1) incapaz de ficar de pé por 3 segundos mas se mantém imóvel.
- (0) necessita de ajuda para evitar queda.

6)				
----	--	--	--	--

7. De pé sem apoio com os pés juntos:

Instruções: Coloque os seus pés unidos e mantenha-se de pé sem se apoiar.
Graduação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) coloca os pés unidos independentemente e fica 1 minuto com segurança.
 - (3) coloca os pés unidos independentemente e fica 1 minuto com supervisão.
 - (2) coloca os pés unidos independentemente, mas incapaz de mantê-los por 30 segundos.
 - (1) necessita de ajuda para chegar à posição, mas capaz de mantê-la por 15 segundos com pés unidos.
 - (0) necessita de ajuda para chegar à posição e incapaz de mantê-la por 15 segundos.
- Os itens seguintes serão realizados enquanto o indivíduo estiver de pé sem apoio.

7)				
----	--	--	--	--

8. Alcançar à frente com os braços estendidos:

Instruções: Eleve seus braços com abertura de 90°. Alongue seus dedos e vá a frente o máximo que conseguir. (O examinador deverá colocar uma régua no final das pontas dos dedos quando os braços está a 90°. Os dedos não deverão enquanto estiver alcançando à frente. A medida tomada é a distância à frente que os dedos alcançam quando o indivíduo está no seu máximo de inclinação à frente).

Gradação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) alcança à frente com segurança > 10 polegadas (25,4 cm).
- (3) alcança à frente com segurança > 5 polegadas (12,7 cm).
- (2) alcança à frente com segurança > 2 polegadas (5,08cm).
- (1) alcança à frente mas necessita de supervisão.
- (0) necessita de ajuda para evitar queda.

	A	B	C	D
8)				

9. Pegar um objeto no chão:

Instrução: Pegue este sapato ou chinelo que está em frente dos seus pés.

Gradação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) pega o sapato com facilidade e segurança.
- (3) pega o sapato mas necessita de supervisão.
- (2) incapaz de pegar o sapato, mas alcança 1-2 polegadas (2,54-5,05cm) do sapato e mantém o equilíbrio independentemente.
- (1) incapaz de pegar e necessita de supervisão enquanto está tentando.
- (0) incapaz de tentar e necessita de supervisão para evitar queda.

9)				
----	--	--	--	--

10. Virando-se para olhar para trás/ sobre ombros direito e esquerdo:

Instrução: Vire-se para olhar para trás sobre o ombro esquerdo. Repita agora para o direito.

Gradação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) olha para trás dos dois lados com boa transferência de peso.
- (3) olha para trás por somente um lado, o outro lado mostra uma menor transferência de peso
- (2) vira-se para o lado somente, mas mantém o equilíbrio.
- (1) necessita de supervisão quando se vira.
- (0) necessita de supervisão para evitar queda.

10)				
-----	--	--	--	--

11. Virar 360°:

Instruções: Vire-se completamente ao redor de si mesmo fazendo um círculo completo.

Pausa. Agora vire-se num círculo completo par outra direção.

Gradação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) vira-se 360° com segurança em menos que 4 segundos para cada lado.
- (3) vira-se 360° com segurança para somente um lado em menos de 4 segundos.
- (2) vira-se 360° com segurança mas lentamente.
- (1) necessita de supervisão próxima ou dicas verbais.
- (0) necessita de ajuda enquanto está virando.

11)				
-----	--	--	--	--

Transferência Dinâmica de peso enquanto está de pé sem apoio.

12. Tocando um banquinho:

Instruções: Coloque cada pé, alternadamente, sobre o banquinho. Continue até que cada pé tenha tocado o banquinho por 4 vezes.

Gradação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) capaz de ficar, independentemente, e com segurança e completar 8 toques em 20 segundos.
- (3) capaz de ficar, independentemente, e completar 8 toques em mais de 20 segundos
- (2) capaz de completar 4 toques sem ajuda e com supervisão.
- (1) capaz de completar mais que 2 toques e necessita de uma ajuda mínima.
- (0) necessita de ajuda para evitar queda / incapaz de tentar.

12)				
-----	--	--	--	--

13. Permanecer de pé sem apoio com um pé a frente:

Instrução: (demonstre ao sujeito) Coloque um pé diretamente a frente se sentir que não pode posicionar seu pé diretamente a frente do outro, tente dar um passo adiante, longe o suficiente para que o calcanhar do pé da frente fique em frente dos dedos do outro pé.

Gradação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) capaz de posicionar o pé bem a frente independentemente e permanecer por 30 segundos.
- (3) capaz de posicionar o pé adiante do outro independentemente e permanecer por 30 segundos
- (2) capaz de dar um pequeno passo independentemente e permanecer por 30 segundo;
- (1) precisa de ajuda para dar o passo, mas pode permanecer por 15 segundos;
- (0) perde o equilíbrio quando dá um passo ou fica de pé.

13)				
-----	--	--	--	--

14. Ficar sobre uma perna:

Instrução: Fique de pé sobre uma só perna o máximo de tempo que conseguir sem se segurar.

Gradação: Favor marcar a menor categoria que se aplicar.

- (4) capaz de elevar a perna independentemente e permanecer por mais do que 10 segundos
- (3) capaz de elevar a perna independentemente e permanecer de 5-10 segundos
- (2) capaz de elevar a perna independentemente e permanecer por um período maior ou igual a 3 segundos
- (1) tenta levantar a perna; incapaz de manter 3 seg. mas continua de pé independentemente.
- (0) incapaz de tentar ou precisa de assistência para prevenir uma queda.

14)				
-----	--	--	--	--

A – Nome: _____ Data: ____/____/____
 B – Nome: _____ Data: ____/____/____
 C – Nome: _____ Data: ____/____/____
 D – Nome: _____ Data: ____/____/____
 E – Nome: _____ Data: ____/____/____

Total: 56pts				
-----------------	--	--	--	--

ANEXO 6



Estágio Supervisionado em Gerontologia

POMA - Tinetti

Teste de Equilíbrio

Instruções iniciais: Sujeito sentado em uma cadeira rígida, sem braços
As seguintes manobras serão testadas.

1) Equilíbrio Sentado:

- (0) Inclina-se ou desliza na cadeira
(1) Estável, seguro

2) Levantar-se da cadeira:

- (0) Incapaz sem ajuda
(1) Capaz, usa membros superiores para ajudar
(2) Capaz sem usar os membros superiores

3) Tentativas para se levantar:

- (0) Incapaz sem ajuda
(1) Capaz, requer mais de uma tentativa
(2) Capaz de se levantar, uma tentativa

4) Equilíbrio de pé imediato (primeiros 5 segundos):

- (0) Instável (cambaleia, move os pés, oscila o tronco)
(1) Estável mas usa andador ou outro suporte
(2) Estável sem andador ou outro suporte

5) Equilíbrio de pé:

- (0) Instável
(1) Instável mas aumenta a base de suporte (entre os calcanhares > 10cm de afastamento) e usa bengala ou outro suporte
(2) Diminuição da base sem suporte adicional

6) Desequilíbrio no esterno (sujeito na posição de pé com os pés o mais próximo possível, o examinador empurra suavemente o sujeito na altura do esterno com a palma da mão 3 vezes seguidas):

- (0) Começa a cair
(1) Cambaleia, se agarra e se segura em si mesmo
(2) Estável

7) Olhos fechados:

- (0) Instável
(1) Estável

8) Girar 360°:

- (0) Instabilidade (se agarra, cambaleia)
(1) Passos descontinuados
(2) Continuidade

9) Sentar-se :

- (0) Inseguro (não avalia bem a distância, cai na cadeira)
(1) Usa os braços ou não tem movimentos suaves
(2) Seguro, movimento suave

	A	B	C	D	E
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
Total 16 pts					

Teste de Marcha

Instruções: Sujeito de pé com o examinador, caminha num corredor ou na sala, primeiro no seu ritmo usual, depois rápido, porém muito seguro (com os dispositivos de auxílio à marcha usuais):

1) Iniciação da marcha:

- (0) Imediatamente após o comando de "vá" qualquer hesitação ou múltiplas tentativas para iniciar
(1) Sem hesitação

	A	B	C	D	E
1					

2) Comprimento e altura do passo:

- a. Perna direita com balanceio:
(0) Não passa o membro esquerdo
(1) Passa o membro esquerdo

2a					
----	--	--	--	--	--

- (0) Pé direito não se afasta completamente do solo com o passo
(1) Pé direito se afasta completamente do solo

2b					
----	--	--	--	--	--

b. Perna esquerda em balanceio:

- (0) Não passa o membro direito
(1) Passa o membro direito

3					
---	--	--	--	--	--

- (0) Pé esquerdo não se afasta completamente do solo com o passo
(1) Pé esquerdo se afasta completamente do solo

4					
---	--	--	--	--	--

3) Simetria do passo:

- (0) Passos direito e esquerdo desiguais
(1) Passos direito e esquerdo parecem iguais

4) Continuidade do passo:

- (0) Parada ou descontinuidade entre os passos
(1) Passos parecem contínuos

5					
---	--	--	--	--	--

5) Desvio da linha reta (distância aproximada em aproximadamente 3m de comprimento por 30cm de largura):

- (0) Desvio marcado
(1) Desvio leve e moderado ou usa dispositivo de auxílio à marcha
(2) Caminha em linha reta sem dispositivo de ajuda

6					
---	--	--	--	--	--

6) Tronco

- (0) Oscilação marcada ou usa dispositivo de auxílio à marcha
(1) Sem oscilação, mas com flexão de joelhos ou dor lombar ou afasta os braços enquanto anda
(2) Sem oscilação, sem flexão, sem uso dos braços, e sem uso de dispositivos de auxílio à marcha

7					
---	--	--	--	--	--

7) Base de apoio:

- (0) Calcanhares afastados
(1) Calcanhares quase se tocando durante a marcha

Total 12 pts					
--------------------	--	--	--	--	--

A – Nome: _____ Data: ____/____/____
 B – Nome: _____ Data: ____/____/____
 C – Nome: _____ Data: ____/____/____
 D – Nome: _____ Data: ____/____/____
 E – Nome: _____ Data: ____/____/____